



**Bernardo d'Orey Botelho Simões Roque**

## **O esforço no antebraço associado à vibração e à utilização de luvas anti-vibratórias**

Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Engenharia e Gestão Industrial

Orientador Científico: Professor Doutor José Martin Miquel Cabeças

Composição do Júri:

Presidente: Doutor Rogério Salema de Araújo Puga Leal, Professor Auxiliar da Faculdade de Ciências e tecnologia da Universidade Nova de Lisboa

Vogais: Doutor Rui Miguel Bettencourt Melo, Professor Auxiliar da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade Técnica de Lisboa

Doutor José Martin Miquel Cabeças, Professor Auxiliar da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa

Doutora Isabel Maria do Nascimento Lopes Nunes, Professora Auxiliar da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa



## **O esforço no antebraço associado à vibração e à utilização de luvas anti-vibratórias**

"Copyright" Bernardo d'Orey Botelho Simões Roque, FCT/UNL e UNL

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.



## **Agradecimentos**

Começo por agradecer ao Professor José Miquel Cabeças, do departamento de Engenharia e Gestão Industrial (DEMI) do qual sou aluno, pela oportunidade de participar ativamente neste projeto. Agradeço todo o apoio e completa disponibilidade ao longo de todas as dificuldades que surgiram durante toda a dissertação, nomeadamente a necessidade de realizar a maioria dos ensaios laboratoriais em horário pós-laboral. Grato pela forma profissional, ativa e empenhada como sempre conduziu a investigação, pelas suas competências científicas e humanas com que tanto aprendi e cresci.

Agradeço à Universidade Nova de Lisboa por providenciar o apoio financeiro para a realização deste estudo e ao Laboratório de Mecânica Industrial por criar as condições necessárias para a realização dos ensaios; a todos os meus amigos e colegas que voluntariamente cederam o seu tempo para participar neste estudo, sempre com boa disposição e seriedade.

Agradeço à minha família, pela formação e educação que me deram e por me terem dado as ferramentas necessárias para poder alcançar os meus objetivos; por terem sido incansáveis ao longo do meu percurso académico, apoiando-me e incentivando-me sempre a fazer mais e melhor.

Agradeço ao Rui Messias, que me acompanhou ao longo de todo o meu percurso académico, a amizade e por ter sido um ótimo colega.

Agradeço à Teresa pela paciência e compreensão.



## Resumo

O objetivo desta dissertação é de analisar, em contexto simulado de trabalho, os níveis do Sinal Eletromiográfico (SEMG) no antebraço, associados: (1) à vibração de ferramentas profissionais de corte e, (2) à utilização de luvas anti-vibratórias, comparando o SEMG registado nos ensaios sem luvas e utilizando quatro luvas anti-vibratórias distintas.

Através da técnica de Eletromiografia de Superfície (sEMG), foi registada a atividade muscular em quatro músculos do antebraço: *flexor carpi radialis* (FCR), *flexor digitorum superficialis* (FDS), *extensor carpi ulnaris* (ECU) e *extensor digitorum* (ED).

Foram simulados dois centros de trabalho (CT), cada um utilizando uma das ferramentas profissionais de corte, *multicutter* e *reciprocating saw*, e realizados sete ensaios em cada um dos CTs por quarenta operadores. Cada operador realizou cinco ensaios em corte e dois em vazio, durante um período contínuo de 20 segundos, utilizando a mão dominante. O sinal eletromiográfico foi normalizado pelo teste de contração isométrica máxima (MVE) e foram comparados os resultados de cada tarefa operada por diferentes indivíduos.

Verificou-se que, nos ensaios com as ferramentas em vazio, ou seja, com o operador sem luvas e sem cortar o material, a vibração produzida pelas ferramentas em funcionamento (ON) aumenta o esforço no antebraço entre duas e cinco vezes, relativamente ao esforço com a ferramenta desligada (OFF); que de um modo geral, a utilização de luvas anti-vibratórias em tarefas de preensão manual não influencia o esforço no antebraço; e que com as ferramentas em funcionamento (ON), o esforço no antebraço nas operações individuais de corte é significativamente superior ( $\approx 12\%$  MVE) ao esforço nos ensaios em vazio, sem cortar o material ( $p < 0,05$ ). Os músculos mais ativados durante esta investigação foram o FDS ( $\approx 34\%$  MVE) e o ECU ( $\approx 28\%$  MVE), pelo que devem ser os músculos alvo para futuros trabalhos de avaliação biomecânica utilizando estas ferramentas.

**Palavras-chave:** eletromiografia de superfície, antebraço, força-sinal eletromiográfico, atividades de preensão manual, vibração





## Abstract

This dissertation was built with the objective of analysing, in a simulated work context, the levels of forearm electromyographic signal (SEMG), associated with: (1) the vibration of two professional cut tools and (2) the use of anti-vibration gloves, in which the SEMG with four different gloves and without gloves are compared.

It was used the surface electromyography technique (sEMG) to record the muscle activity of four forearm muscles: *flexor carpi radialis* (FCR), *flexor digitorum superficialis* (FDS), *extensor carpi ulnaris* (ECU) e *extensor digitorum* (ED).

Two work centers were simulated, each one operating with one of the two professional cutting tools, *multicutter* and *reciprocating saw*. Seven tests were performed on each work center by forty operators, using the right hand (dominant): five tests cutting the material (dynamic work) and the other two tests in static load, for a continuous period of 20 seconds. The electromyographic signal was normalized by the Maximum Voluntary Effort Test (MVE) and the results were compared for each task operated by the different individuals.

From the tests made ungloved and with the tool on, without cutting the material, it was found that the MVE percentage was two and five times higher than under static load (with the tool off); in general, the use of anti-vibration gloves does not influence the effort on the forearm; and from the tests in dynamic work, with the tools on, the effort on the forearm is significantly higher in individual cutting operations ( $\approx 12\%$  MVE) comparing to the operation without cutting the material ( $p < 0.05$ ). The muscles with highest MVE percentage in this research were the FDS ( $\approx 34\%$  MVE) and the ECU ( $\approx 28\%$  MVE), so these muscles should be the target muscle in biomechanical assessment of forearm fatigue for the future operations, using these tools.

**Keywords:** electromyography, forearm, force-electromyographic signal, handgrip activities, vibration



## Índice de Matérias

Copyright	i
Agradecimentos	iii
Resumo	v
Abstract	vii
Índice de Figuras	xiii
Índice de Tabelas e Fórmulas	xv
Lista de abreviaturas	xvii
<b>Capítulo 1 - Introdução.....</b>	<b>1</b>
1.1. Contexto e relevância do estudo.....	2
1.2. Motivação e objetivos da dissertação.....	2
1.3. Metodologia e revisão bibliográfica.....	3
1.4. Estrutura da dissertação.....	3
<b>Capítulo 2 - Revisão Bibliográfica.....</b>	<b>5</b>
2.1. Morfologia dos músculos.....	6
2.1.1. Músculos esqueléticos - Anatomia fisiológica.....	6
2.1.2. Mecanismos de contração muscular.....	10
2.1.3. Tipos de contração muscular.....	11
2.1.4. Músculos do antebraço.....	13
2.2. A técnica de Eletromiografia de Superfície (sEMG).....	14
2.2.1. Origem do sinal EMG.....	15
2.2.2. Relação entre força e sinal EMG.....	16
2.2.3. Eléttodos de superfície.....	17
2.2.4. Procedimentos e estratégias de colocação dos eléttodos.....	20
2.2.5. Factores que influenciam o sinal eletromiográfico (SEMG).....	23
2.3. Normalização dos dados.....	24
2.4. Efeito <i>crosstalk</i> em sEMG nos músculos do antebraço.....	26

2.5. Impacto da utilização de luvas anti-vibratórias como EPI's na atividade muscular, nos músculos do antebraço, em tarefas de preensão manual.....	27
<b>Capítulo 3 - Metodologia de Investigação.....</b>	<b>29</b>
3.1. Equipamentos, ferramentas e materiais.....	30
3.2. Caraterização dos operadores.....	33
3.3. Seleção dos músculos em estudo.....	33
3.4. Colocação dos elétrodos.....	34
3.5. Ensaios para normalização do sinal EMG.....	38
3.6. Protocolo de ensaios.....	41
3.6.1. Ensaios com a <i>multicutter</i> .....	41
3.6.2. Ensaios com a <i>reciprocating saw</i> .....	42
3.7. Registo e tratamento do sinal EMG.....	43
3.8. Tratamento estatístico dos dados.....	43
<b>Capítulo 4 - Resultados.....</b>	<b>45</b>
4.1. Normalização dos dados.....	46
4.1.1. Ensaios de esforço sub-máximo (RVE).....	47
4.1.2. Ensaios de esforço máximo (MVE).....	47
4.2. Variabilidade do sinal EMG nos músculos alvo.....	49
4.2.1. Ensaios com a <i>multicutter</i> .....	49
4.2.2. Ensaios com a <i>reciprocating saw</i> .....	52
4.3. Intensidade do sinal EMG nos músculos alvo.....	55
4.3.1. Ensaios com a <i>multicutter</i> .....	55
4.3.2. Ensaios com a <i>reciprocating saw</i> .....	60
4.4. Comparação do esforço muscular nos ensaios com a <i>multicutter</i> e a <i>reciprocating saw</i> .....	65
4.5. Avaliação da intensidade do sinal EMG nos músculos alvo quando expostos à vibração.....	67
<b>Capítulo 5 - Discussão dos Dados Empíricos.....</b>	<b>69</b>
<b>Capítulo 6 - Conclusão.....</b>	<b>73</b>

6.1. Principais conclusões.....	74
6.2. Recomendações para futuras investigações.....	75
<b>Referências bibliográficas.....</b>	<b>77</b>
<b>Anexos.....</b>	<b>83</b>
Anexo I: Artigo apresentado à revista International Journal of Industrial Ergonómic, Elsevier Editorial System (tm), a aguardar decisão de aceitação.....	85
Anexo II: Artigo incluído no livro editado pela CRC Press (grupo Taylor & Francis) após o simpósio Internacional sobre Segurança e Higiene Ocupacionais - SHO 2013.....	107
Anexo III: Artigo incluído no livro Proceedings from International Symposium on Occupational Safety and Hygiene SHO2013 (64-66). Guimarães: Portuguese Society of Occupational Safety and Hygiene (SPOSHO). (ISBN 978-972-99504-9-0).....	115
Anexo IV: Formulário de caracterização do operador / Meio envolvente.....	121



## Índice de Figuras

Figura 2.1:	Estrutura do músculo esquelético (adaptada de Fox (2011)) .....	7
Figura 2.2:	Arranjo dos filamentos: (a) arranjo dos filamentos em 2 sarcômeros adjacentes (b) Arranjo dos filamentos num sarcômero (adaptada de Wilmore, (2012)).....	8
Figura 2.3:	Unidade Motora. (a) Ilustração de um músculo contendo duas unidades motoras; (b) Representação de uma unidade motora, o seu axônio e três fibras musculares por ele enervadas (adaptado de Fox, (2011)) .....	9
Figura 2.4:	Processo de contração muscular - Modelo de deslizamento dos filamentos. (a) Vista microscópica e (b) Ilustração do modelo: 1) Músculo relaxado; 2) Músculo parcialmente contraído; 3) Músculo completamente contraído (adaptado de Fox, (2011)).....	11
Figura 2.5:	Diferentes tipos de contração (adaptado de Saladin, (2003)).....	12
Figura 2.6:	Localização dos músculos em estudo (adaptado de Anatomy Study Buddy (2010)).....	13
Figura 2.7:	Ilustração do sinal eletromiográfico registado durante certa atividade (retirado de <a href="http://www.fleury.com.br">www.fleury.com.br</a> ).....	15
Figura 2.8:	Modelo do esforço padrão usado para medir a força máxima em testes MVC, proposto por Cadwell (adaptada de Kroemer e Marras (1980)).....	25
Figura 3.1:	Ferramentas profissionais utilizadas no estudo: (a) Multicutter; (b) Reciprocating Saw.....	30
Figura 3.2:	Luvas anti-vibratórias utilizadas: (a) Luvas tipo 1; (b) Luvas tipo 2; (c) Luvas tipo 3 e (d) Luvas tipo 4.....	31
Figura 3.3:	Posições de referência do operador para localização dos elétrodos: (a) FDS e FCR; (b) ED e ECU.....	35
Figura 3.4:	Metodologia de localização dos elétrodos no ECU (adaptada de Zipp, 1982).....	36
Figura 3.5:	Metodologia de localização dos elétrodos no ED (adaptada de Zipp, 1982).....	36
Figura 3.6:	Metodologia de localização dos elétrodos no FCR (adaptada de Perotto, 2005).....	37
Figura 3.7:	Metodologia de localização dos elétrodos no FDS (adaptada de Perotto, 2005).....	37
Figura 3.8:	Os quatro protocolos RVE: (a) Força hand grip constante de 10 Kg; (b) Duas forças constantes de 25 N: vertical para cima e desvio exterior, aplicadas na articulação metacarpofalângica; (c) Uma força de 25 N a exercida na vertical para baixo, aplicada na articulação inter-falângica proximal; (d) Duas forças de 25 N: vertical para baixo e desvio interior, aplicadas na articulação metacarpofalângica.....	39

Figura 3.9:	Os quatro protocolos MVE: (a) Força hand grip máxima; (b) Flexão máxima do punho, com o MMT colocado por baixo dos dedos, na articulação metacarpofalângica; (c) Extensão máxima dos dedos, com o MMT colocado sobre os dedos, na articulação interfalângica proximal; (d) Extensão e desvio cubital máximo, com o MMT colocado sobre os dedos, na articulação metacarpofalângica, e uma placa de esferovite empurrada no sentido cubital.....	41
Figura 3.10:	Medição do SEMG utilizando a multicutter: (a) Medição do SEMG sem luvas, com a ferramenta ON e em posição de corte, sem contacto com a madeira; (b) Medição do SEMG com as luvas do tipo 3, com a ferramenta ON, executando cortes horizontais no bloco de madeira.....	42
Figura 3.11:	Medição do SEMG utilizando a reciprocating saw: (a) Medição do SEMG sem luvas, com a ferramenta ON e em posição de corte, sem contacto com o metal; (b) Medição do SEMG com as luvas do tipo 1, com a ferramenta ON, executando cortes verticais na barra de metal.....	43



## Índice de Tabelas

Tabela 2.1:	Tipos de movimentos efetuados pelos músculos esqueléticos.....	7
Tabela 2.2:	Concentrações dos iões mais relevantes do fluído intracelular e extracelular (adaptada de Luttmann (1996) e Lamb e Hobart (1992)).....	16
Tabela 2.3:	Caraterísticas que influenciam o SEMG.....	21
Tabela 2.4:	Factores que influenciam o sinal EMG (De Luca, 1997).....	23
Tabela 3.1:	Especificações técnicas das ferramentas utilizadas: (a) Multicutter; (b) Reciprocating Saw.....	31
Tabela 3.2:	Alocação dos equipamentos, ferramentas e materiais às diferentes fases do estudo.....	32
Tabela 3.3:	Média e desvio padrão da idade, medidas antropométricas e força muscular dos operadores (n=40).....	33
Tabela 3.4:	Correspondência entre os vários canais do equipamento ME6000 e os músculos escolhidos.....	34
Tabela 3.5:	Caraterísticas dos elétrodos utilizados no estudo.....	34
Tabela 3.6:	Descrição dos testes protocolares para contrações isométricas sub-máxima.....	39
Tabela 3.7:	Descrição dos testes protocolares para contrações isométricas máximas.....	40
Tabela 4.1:	Definição das variáveis correspondentes aos ensaios realizados em contexto simulado de trabalho.....	46
Tabela 4.2:	Resultados dos ensaios de esforço sub-máximo em termos do valor médio de RVE ( $\mu V$ ).....	47
Tabela 4.3:	Resultados em termos do valor médio de MVC (Kg).....	47
Tabela 4.4:	Resultados dos ensaios de esforço máximo em termos do valor médio de MVE ( $\mu V$ ).....	48
Tabela 4.5:	Coeficiente de variação (CV) do sinal EMG ( $\mu V$ ) medido para os quatro músculos do antebraço do operador (n=40), utilizando a multicutter.....	49
Tabela 4.6:	Valores de p-level quando se comparam os CV para cada músculo, utilizando a multicutter.....	50

Tabela 4.7:	Coeficiente de variação (CV) do sinal EMG ( $\mu$ V) medido para os quatro músculos do antebraço do operador (n=40), utilizando a reciprocating saw.....	52
Tabela 4.8:	Valores de p-level quando se comparam os CV para cada músculo, utilizando a reciprocating saw.....	53
Tabela 4.9:	Média do SEMG normalizado (n=40), para uma contração muscular isométrica máxima (% MVE), nos quatro músculos do antebraço, utilizando a multicutter.....	55
Tabela 4.10:	Valores de p-level quando se comparam as %MVE para cada músculo, utilizando a multicutter.....	56
Tabela 4.11:	Média do SEMG normalizado (n=40), para uma contração muscular isométrica sub-máxima (% RVE), nos quatro músculos do antebraço, utilizando a multicutter.....	58
Tabela 4.12:	Valores de p-level quando se comparam as % RVE para cada músculo, utilizando a multicutter.....	59
Tabela 4.13:	Média do SEMG normalizado (n=40), para uma contração muscular isométrica máxima (% MVE), nos quatro músculos do antebraço, utilizando a reciprocating saw.....	60
Tabela 4.14:	Valores de p-level quando se comparam as % MVE para cada músculo, utilizando a reciprocating saw.....	61
Tabela 4.15:	Média do SEMG normalizado (n=40), para uma contração muscular isométrica sub-máxima (% RVE), nos quatro músculos do antebraço, utilizando a reciprocating saw.....	63
Tabela 4.16:	Valores de p-level quando se comparam as % RVE para cada músculo, utilizando a reciprocating saw.....	64
Tabela 4.17:	Comparação dos valores em % MVE das ferramentas de corte, multicutter e reciprocating saw.....	65
Tabela 4.18:	Valores de p-level quando se comparam os ensaios, para cada músculo e em % de MVE, da multicutter com os mesmos ensaios da reciprocating saw.....	66
Tabela 4.19:	Média das diferenças e dos rácios calculados para cada músculo (n=40), entre o ensaio em vazio com a ferramenta OFF e o ensaio em vazio com a ferramenta ON.....	67

## Índice de fórmulas

Fórmula 4.1:	Cálculo do Coeficiente de Variação (CV) em %.....	49
Fórmula 4.2:	Cálculo da % MVE .....	55
Fórmula 4.3:	Cálculo da % RVE.....	58

## Lista de Abreviaturas

Abreviaturas genéricas:

Abreviatura	Descrição
APDF	- Função de distribuição da probabilidade de amplitude
CT	- Centro de trabalho
CV	- Coeficiente de variação ou variabilidade
EPI	- Equipamento de proteção individual
IED	- Distância inter-elétrodos
MVC	- Contração voluntária máxima (kg)
MVE	- Contração elétrica voluntária máxima ( $\mu\text{V}$ )
RMS	- Valor médio eficaz
RVC	- Contração voluntária de referência
RVE	- Contração elétrica voluntária de referência ou sub-máxima
sEMG	- Técnica de eletromiografia de superfície
SEMG	- Sinal eletromiográfico
SENIAM	- EMG de superfície para uma avaliação não invasiva dos músculos

Abreviaturas dos quatro músculos em estudo:

Abreviatura	Descrição
FDS	- <i>Flexor Digitorum Superficialis</i>
FCR	- <i>Flexor Carpi Radialis</i>
ED	- <i>Extensor Digitorum</i>
ECU	- <i>Extensor Carpi Ulnaris</i>



# Capítulo 1

---

## Introdução

## **1. Introdução**

### **1.1. Contexto e relevância do estudo**

A avaliação das forças de preensão manual constitui uma componente essencial de avaliação ergonómica devido, por exemplo, ao grande número de postos de trabalho que operam com o manuseamento de ferramentas elétricas e pela dificuldade que se tem em fazer essa avaliação no próprio contexto laboral. O presente estudo descreve uma série de ensaios experimentais executados por quarenta jovens saudáveis, do sexo masculino, com idades entre os 19 e os 28 anos, em contexto simulado de dois postos de trabalho. Para tal, foram usadas duas ferramentas de corte, respeitantes a cada posto de trabalho, com o objetivo de determinar e quantificar as forças exercidas por quatro músculos do antebraço durante tarefas de corte, utilizando para o efeito a eletromiografia de superfície (sEMG).

A utilização de luvas anti-vibratórias como equipamento de proteção individual (EPI) na indústria é muito comum quando se trabalha com ferramentas vibratórias. A sua utilização tem como propósito reduzir a vibração transmitida ao sistema mão-braço (HAS), através do contacto entre os dedos e a palma da mão com as ferramentas vibratórias.

Este estudo é importante pois vai analisar de que maneira o uso de ferramentas vibratórias, em ambiente simulado de trabalho, vai influenciar a força produzida, com e sem a utilização de luvas anti-vibratórias como EPI's. Esta questão considera-se pertinente, pois ao decidir utilizar luvas anti-vibratórias como EPI's, com o objetivo de reduzir a vibração transmitida ao HAS, poderemos estar a aumentar o esforço muscular de preensão da ferramenta, que poderá igualmente causar lesões profissionais.

### **1.2. Motivação e objetivos da dissertação**

O objetivo desta dissertação é avaliar a variação do sinal eletromiográfico, registado em quatro músculos do antebraço, durante operações com duas ferramentas profissionais de corte, com e sem a utilização de luvas anti-vibratórias. Foram efetuados sete ensaios para cada ferramenta (cada um repetido três vezes), correspondentes a cada uma das variáveis a controlar, com o propósito de analisar, nos quatro músculos do antebraço escolhidos, o impacto da vibração produzida pelas ferramentas na intensidade do sinal EMG e se existem variações aquando da utilização de luvas anti-vibratórias.

Espera-se que este estudo tenha um impacto importante na abordagem das empresas ao planeamento dos recursos humanos na utilização de ferramentas vibratórias e na escolha dos equipamentos de proteção individual utilizados, nomeadamente luvas anti-vibratórias.

### **1.3. Metodologia e revisão da literatura**

A revisão bibliográfica é uma das questões vitais de um trabalho científico. Em primeiro lugar, porque fornece o conhecimento necessário à compreensão das questões que serão estudadas no projeto de pesquisa, para além de que identifica os melhores procedimentos a adotar. Além disso, será ainda o suporte para a explicação dos resultados experimentais obtidos e permitirá a discussão destes, já que na revisão bibliográfica se encontram informações consolidadas do universo em questão.

A revisão da literatura realizou-se através de pesquisa bibliográfica e documental, com o objetivo de aprofundar o conhecimento sobre a evolução dos paradigmas teóricos associados à relação entre a força muscular e o SEMG. Foi dado especial enfoque ao impacto da vibração no esforço muscular e nas diferenças no SEMG quando o operador trabalha com a mão diretamente em contacto com a ferramenta ou quando utiliza luvas anti-vibratórias como EPI's.

Em relação à metodologia utilizada, que será abordada em detalhe no Capítulo 3 da dissertação, foram escolhidas duas ferramentas profissionais de corte e quatro pares de luvas anti-vibratórias. Os ensaios realizaram-se num laboratório de ergonomia, simulando dois centros de trabalho (CT), cada um utilizando uma das ferramentas profissionais de corte. Cada operador, após realizar testes para determinar o seu máximo (MVE) e sub-máximo (RVE), realizou sete ensaios em ambos os postos de trabalho, registando-se o SEMG para a execução de cada atividade com e sem luvas anti-vibratórias. Espera-se obter um aumento na força muscular com a exposição dos músculos à vibração de cada ferramenta e detetar a existência de variações na força muscular aquando da utilização de luvas anti-vibratórias.

Após a realização dos ensaios, os dados recolhidos foram analisados e tratados estatisticamente para, posteriormente, serem retiradas conclusões e recomendações relevantes para trabalhos futuros e para melhorar a abordagem das empresas no planeamento e afetação de recursos.

### **1.4. Estrutura da dissertação**

Para um bom entendimento do estudo efetuado por parte do leitor, a dissertação foi estruturada em cinco capítulos. No primeiro capítulo é feita a introdução e enquadramento do tema, explicando as principais motivações e objetivos, descrevendo de uma forma muito sintética a metodologia utilizada para o mesmo, terminando com a apresentação da estrutura da dissertação.

No segundo capítulo temos a revisão da literatura, onde é feito todo o enquadramento teórico, onde se apresentam os principais aspetos anatomofisiológicos que estão na base da contração muscular dos músculos esqueléticos, bem como conceitos físicos importantes intimamente ligados ao conteúdo da dissertação. Para terminar, neste segundo capítulo, é descrita a técnica e os conceitos fundamentais da eletromiografia de superfície (sEMG), apresentando as principais recomendações a adotar na sua utilização.

O terceiro capítulo corresponde à metodologia usada na investigação. São descritos todos os equipamentos, ferramentas e materiais utilizados nos ensaios experimentais ou na preparação dos mesmos. São também descritos detalhadamente os protocolos desenvolvidos para a condução de toda a experimentação.

O quarto capítulo é constituído pela apresentação e análise de todos os dados empíricos. É efetuada a descrição da variação do sinal EMG durante a realização dos diferentes ensaios: em vazio (sem cortar o material), com a ferramenta ON e OFF, e em corte (a cortar o material), sem luvas e utilizando quatro tipos de luvas anti-vibratórias.

O quinto e penúltimo capítulo consiste nas discussões dos dados empíricos. Neste capítulo serão analisados e discutidos os dados empíricos apresentados no capítulo anterior, bem como analisadas as relações causais que possam explicar a variação do SEMG.

Por último, o sexto capítulo apresenta as conclusões e recomendações relativas ao trabalho desenvolvido e sugestões para trabalhos futuros que venham a ser desenvolvidos nesta área.

As referências bibliográficas bem como todas as citações ao longo da dissertação seguiram as normas do manual da *American Psychological Association* (APA).



## **Capítulo 2**

---

### **Revisão Bibliográfica**

## 2. Revisão Bibliográfica

### 2.1. Morfologia dos músculos

O corpo humano é constituído por diversos sistemas, órgãos, tecidos e células que funcionam de forma conjunta e coordenada. Um dos sistemas mais importantes é o sistema muscular, responsável por quase todas as formas do comportamento humano (Andreassi, 2007).

Os músculos são os tecidos contráteis do organismo humano, podendo estes ser classificados segundo a sua organização filamentar em lisos ou estriados (Hopkins, 2005), sendo de três tipos histológicos (Nishida, 2007):

- Músculo liso, forma os órgãos viscerais do corpo (bexiga, trato gastrointestinal, útero, etc.) sendo a sua contração feita involuntariamente (controlo reflexo);
- Músculo estriado cardíaco, forma o coração. Funciona como uma bomba ejetora cíclica propulsionando o sangue através dos vasos, sendo essa contração feita involuntariamente;
- Músculo estriado esquelético, geralmente ligado ao esqueleto. A sua contração é efetuada voluntariamente, permitindo realizar atividades coordenadas complexas como caminhar, nadar, agarrar e manusear objetos. Entre muitas outras funções, são responsáveis por manter a postura e gerar calor.

Dos músculos referidos anteriormente, os músculos esqueléticos constituem a maior parte da musculatura do nosso corpo e são também os relevantes no âmbito deste estudo.

Para que se possa compreender melhor a origem e captação do SEMG é necessário, primeiramente, ter acesso a um conjunto de informações relativamente à anatomia e fisiologia de um músculo esquelético.

#### 2.1.1. Músculos esqueléticos - Anatomia fisiológica

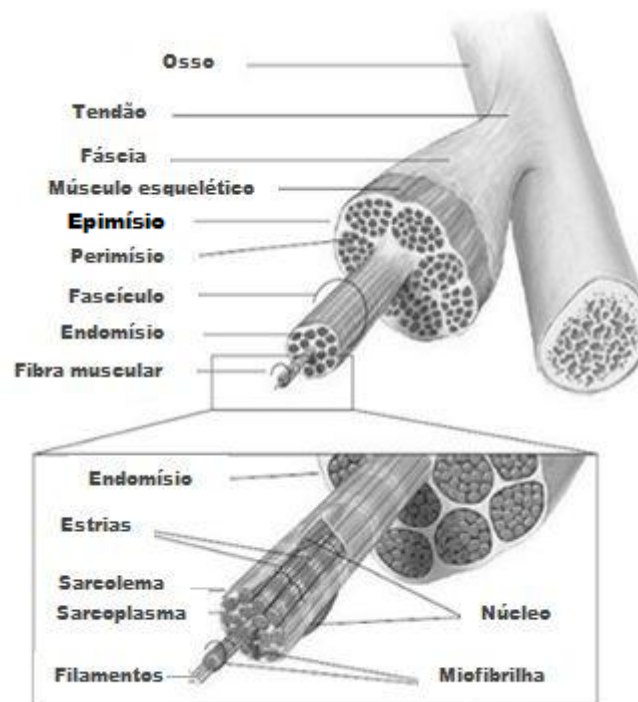
A unidade de organização histológica do músculo esquelético é a fibra muscular. Cada fibra muscular é envolvida por uma membrana denominada sarcolema. O sarcolema é a membrana celular da fibra muscular, constituída por uma membrana citoplasmática e uma camada fina de polissacarídeos e de estreitas fibrilhas de colagénio. As fibras musculares afunilam-se nas suas extremidades e a capa superficial do sarcolema funde-se com elementos fibrosos e tendinosos que, por sua vez, se agrupam de modo a formar os tendões musculares que se ligam aos ossos (Figura 2.1) (Guyton e Hall, 2007). Através dos tendões é feita a comunicação músculo - esqueleto, originando a movimentação do esqueleto.

A contração de um músculo esquelético origina uma tração nos tendões adjacentes e respetivos ossos a eles ligados, causando movimento de um osso relativamente a outro. É possível executar variados movimentos dependendo do tipo de articulação envolvida e dos músculos a ela ligados (Tabela 2.1) (Fox, 2011).

**Tabela 2.1** - Tipos de movimentos efetuados pelos músculos esqueléticos

Categoria do movimento	Ação
Extensor	Aumenta o ângulo da articulação
Flexor	Diminui o ângulo da articulação
Abdutor	Movimenta o membro na direção contrária à da linha média do corpo
Adutor	Movimenta o membro na direção da linha média do corpo
Elevatório	Elevam uma parte do corpo
Depressor	Baixam uma parte do corpo
Rotacional	Rotação do osso ao longo do seu eixo
Esfíncter	Contrai uma abertura

A maioria das articulações possui dois grupos de músculos funcionalmente distintos: um que, quando em contração, diminui o ângulo articular e um outro de ação antagônica, que aumenta o ângulo articular. Um movimento pode ser simples, envolvendo alguns grupos musculares; ou muito complexo, envolvendo a ação coordenada de vários grupos musculares. O grau de complexidade de um movimento está intimamente associado com o circuito nervoso que controla os diferentes grupos de músculos requeridos para expressar aquele comportamento (Nishida, 2007).



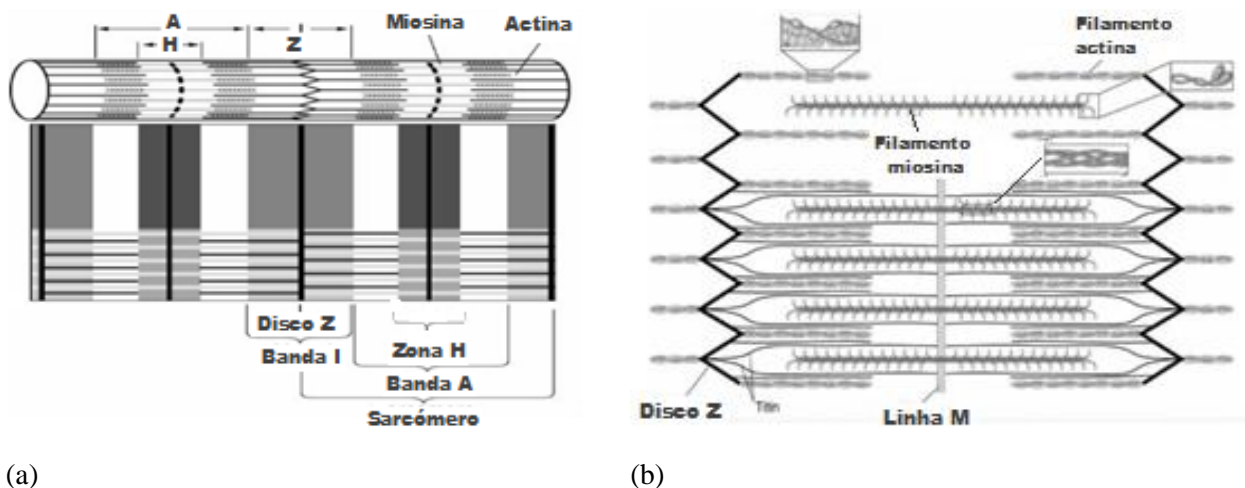
**Figura 2.1** - Estrutura do músculo esquelético (adaptada de Fox (2011))

Os diferentes tipos de músculos resultam da associação de fascículos, que são agrupamentos de fibras musculares. Todos eles, da unidade mais básica ao músculo mais complexo, são revestidos por tecido conjuntivo, que no caso do músculo completo se designa por epimísio (Figura 2.1). Desde o epimísio até ao

interior do músculo formam-se bainhas de colagénio que rodeiam todos e cada um dos fascículos, a que se dá o nome de perímísio (Figura 2.1). Por sua vez, cada fibra muscular é revestida por um retículo extremamente delicado, o endomísio, e apesar de aparentemente se apresentarem numa estrutura muito compacta, cada fibra muscular é relativamente independente das restantes e cada fascículo pode movimentar-se independentemente dos vizinhos (Santos, n.d.; Lamb e Hobart, 1992).

### Estrutura da fibra muscular

Cada fibra muscular é constituída essencialmente por miofibrilhas de 1 a 2  $\mu\text{m}$  de diâmetro (feixes cilíndricos de proteínas), dispostas paralelamente entre si, apresentando padrões repetitivos de estrias transversais. Cada fibra muscular pode conter desde várias centenas até muitos milhares de miofibrilhas. Por sua vez, cada miofibrilha contém cerca de 1500 filamentos de miosina e 3000 filamentos de actina, grandes moléculas proteicas polimerizadas responsáveis pela contração muscular (Figura 2.2). O modo como os filamentos de miosina (mais espessos) e de actina (mais finos) se organizam traduz a forma estriada das fibras musculares e fazem com que as miofibrilhas apresentem bandas claras e escuras, alternadamente (Figura 2.2-a). As bandas claras contêm apenas filamentos de actina e denominam-se "bandas I" porque são isótropas à luz polarizada. Por sua vez, as bandas que sobrepõem miosina com os extremos dos filamentos da actina, denominam-se por "bandas A" e são anisótropas à luz polarizada (Guyton e Hall, 2007). A "banda H" é uma parte da banda A, formada apenas por filamentos de miosina (Luttmann, 1996).

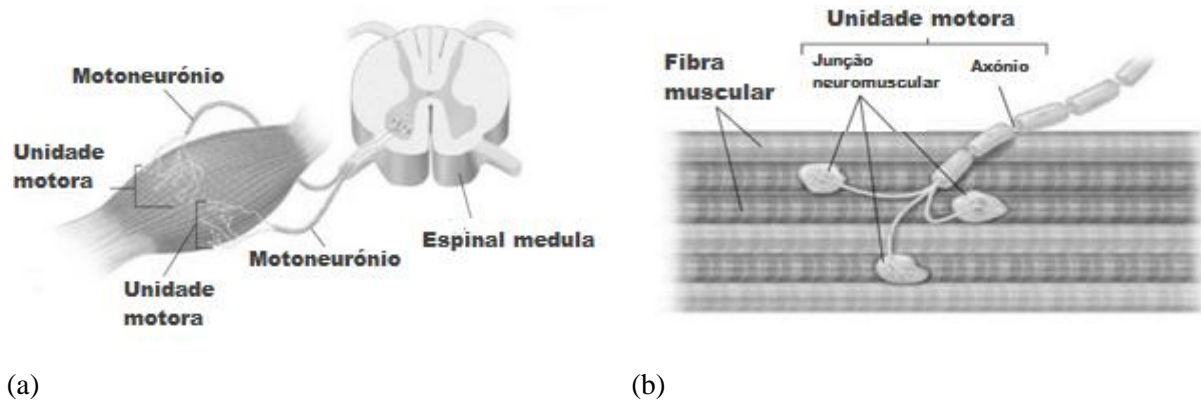


**Figura 2.2** - Arranjo dos filamentos: (a) arranjo dos filamentos em dois sarcômeros adjacentes (b) Arranjo dos filamentos num sarcômero (adaptada de Wilmore, (2012))

A união dos extremos de filamentos de actina corresponde à "linha Z", donde se estendem em ambas as direções para se entrelaçarem com os filamentos de miosina. A linha Z, por sua vez, é formada pelas interligações existentes entre os finos miofilamentos dos sarcômeros adjacentes. A porção de miofibrilha entre duas linhas Z adjacentes define um sarcômero (Figura 2.2-b) (Luttmann, 1996).

### Unidade motora

A unidade funcional do controlo nervoso da atividade muscular é a unidade motora (UM). A UM é constituída por um motoneurónio alfa ( $\alpha$ ), pelas fibras musculares por ele enervadas e pelas placas motoras, ou junções neuromotoras, onde ocorre a sinapse química entre o neurónio e a fibra muscular (Figura 2.3-b) (Hopkins, 2005).



**Figura 2.3** - Unidade Motora. (a) Ilustração de um músculo contendo duas unidades motoras; (b) Representação de uma unidade motora, o seu axónio e três fibras musculares por ele enervadas (adaptado de Fox, (2011))

Em geral, músculos pequenos que produzem movimentos precisos apresentam uma taxa de inervação baixa, ou seja, apresentam poucas fibras musculares por UM (Figura 2.3-a). Por exemplo, em alguns músculos da laringe existem apenas duas a três fibras musculares por cada UM. No caso dos músculos maiores, que não necessitam de um controlo tão rigoroso e são usados para atividades que suportam pesos, podem existir várias centenas de fibras musculares numa UM, como é o caso do sóleo. Em termos médios, no corpo humano, pode-se considerar um valor de 100 fibras musculares por UM (Guyton e Hall, 2007).

### Recrutamento de unidades motoras (UM)

O controlo preciso da força muscular é essencial na realização de qualquer movimento, incluindo tarefas do nosso dia-a-dia ou desportivas. Ao efetuar determinado movimento, por exemplo levantar um objeto, o cérebro ativa um número de UM proporcional ao trabalho a realizar, obedecendo ao princípio do tamanho. As fibras musculares mais pequenas e respectivas UM são recrutadas primeiro mas caso a força exercida não seja suficiente para levantar o peso do objeto, ele não se move e chega a informação ao cérebro de que há contração muscular mas que esta é insuficiente. Neste caso, se a força desenvolvida não for máxima, ela pode ser aumentada através de contrações graduais controladas pelo cérebro, ou seja, o cérebro vai ativando gradualmente fibras musculares maiores, designando-se este processo de recrutamento. Graças ao recrutamento, os músculos conseguem produzir contrações de força variável ao alterar o número de UM ativas e também, através do controlo das frequências dos impulsos dos neurónios motores para cada unidade motora (frequência de ativação). Este controlo é obtido através de uma extensa interação entre diferentes níveis do sistema nervoso central (Hopkins, 2006; Criswell, 2011).

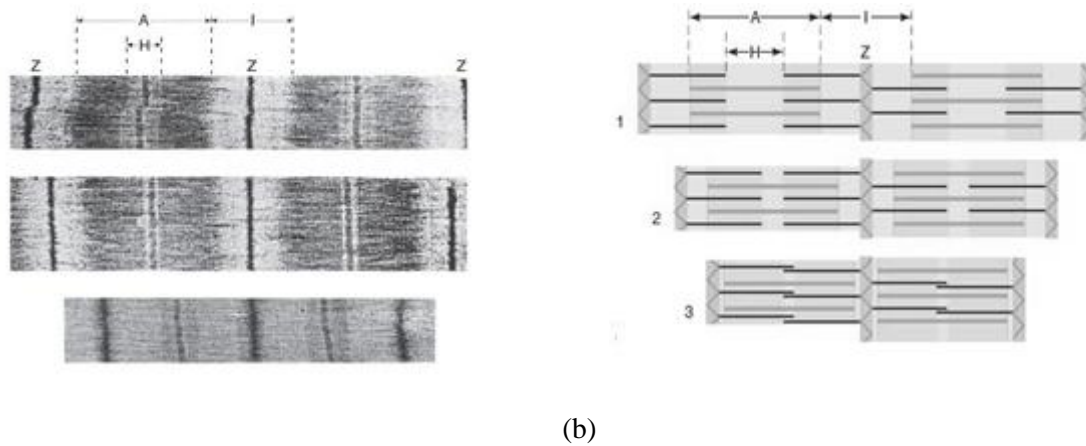
### 2.1.2. Mecanismo de contração muscular

Como referido anteriormente, o processo de contração muscular está intimamente relacionado com o sistema neurológico. As fibras musculares contraem apenas quando acionadas por um motoneurónio e o seu processo de contração é explicado pela teoria do “deslizamento dos filamentos”, resultante da interpretação de investigadores dos anos cinquenta e que ainda hoje é a mais consensual (Luttmann, 1996). A teoria do deslizamento dos filamentos pode ser descrita em cinco etapas (Fox, 2011):

1) *Repouso*. Devido à ausência de cálcio no sarcoplasma, a cabeça das proteínas de miosina que compõem os filamentos grossos (ponte cruzada) não interage com os filamentos finos, bloqueando os locais ativos da actina. Nesta etapa, a miosina encontra-se ativada à custa da energia proveniente da hidrólise prévia do ATP. Assim, é a energia acumulada nas cabeças de miosina que provocará o movimento de deslize dos filamentos, mal o cálcio seja libertado do retículo sarcoplasmático, e desencadeie a contração;

2) *Excitação*. Inicia-se com um impulso nervoso que percorre o motoneurónio e atinge a junção neuromuscular, ocorrendo a libertação de moléculas de acetilcolina (ACh) em direção à fenda que o separa das fibras musculares. Ao receberem os neurotransmissores libertados, um potencial de ação é gerado em cada uma das membranas das fibras musculares inervadas pelo mesmo motoneurónio. Esse potencial de ação propaga-se ao longo da fibra muscular atingindo os “túbulos T”, provocando a libertação de iões cálcio do retículo sarcoplasmático em direção ao sarcoplasma. Guyton e Hall (2007) referem que, quando os iões cálcio são libertados e chegam ao sarcoplasma, ligam-se à troponina no filamento de actina (troponina C), iniciando o processo de contração que se explica na etapa seguinte;

3) *Contração*. Esta nova ligação, do cálcio à troponina, ativa uma enzima do filamento grosso conhecida como “enzima ATPasa”. Esta enzima tem como função quebrar a molécula de ATP presente nas extremidades das pontes cruzadas de miosina em ADP e Pi (fosfato inorgânico), originando uma libertação de energia que será utilizada para deslocar a ponte cruzada para um novo ângulo, em direção ao centro do sarcómero, fazendo com que o filamento fino preso a ela deslize sobre o filamento grosso na mesma direção. Assim, o deslize dos filamentos é uma consequência do ciclo contínuo de interação e seguida quebra das ligações actomiosínicas, desenvolvendo tensão no músculo e consequente encurtamento. Segundo Huxley, autor que contribuiu largamente para o desenvolvimento desta teoria, essa interação entre a actina e a miosina é feita em forma de cremalheira, ou em forma de remada. Podemos observar que quando há o deslizamento de um filamento sobre o outro ocorrem alterações na faixa "I", que diminui, e da zona "H", que pode desaparecer completamente, resultando numa aproximação das linhas Z (Figura 2.4-a).



**Figura 2.4** - Processo de contração muscular - Modelo de deslizamento dos filamentos. (a) vista microscópica e (b) Ilustração do modelo: 1) Músculo relaxado; 2) Músculo parcialmente contraído; 3) Músculo completamente contraído (adaptado Fox, (2011))

4) *Restauração*. A continuidade do processo de contração muscular deriva da ponte cruzada de miosina que adquire uma nova molécula de ATP, ocorrendo uma ressíntese de ATP. Dá-se uma separação temporária dos filamentos finos e grossos até que um novo potencial de ação chegue e provoque os mesmos fenômenos descritos nas etapas anteriores. Assim, enquanto houver potenciais de ação, a contração continuará a ser realizada (Santos, n.d.).

5) *Relaxamento*. Cessados os impulsos do motoneurônio e, conseqüentemente, a liberação de acetilcolina (ACh) na placa motora, inicia-se a quinta e última etapa: o relaxamento. Nesta etapa, o cálcio que estava ligado à troponina separa-se desta como resultado da interrupção de chegada de impulsos nervosos, sendo então transportado de volta às cisternas do retículo sarcoplasmático através da bomba de cálcio presente em cada fibra muscular. A tropomiosina alterará novamente a sua configuração relativamente às subunidades de actina, inibindo as interações entre a actina e as proteínas, fazendo com que os filamentos retomem as suas posições iniciais, alargando novamente a faixa "I" e reaparecendo a zona "H", resultando assim num relaxamento do músculo e o seu regresso ao estado de repouso (Figura 2.4-b) (Luttmann, 1996).

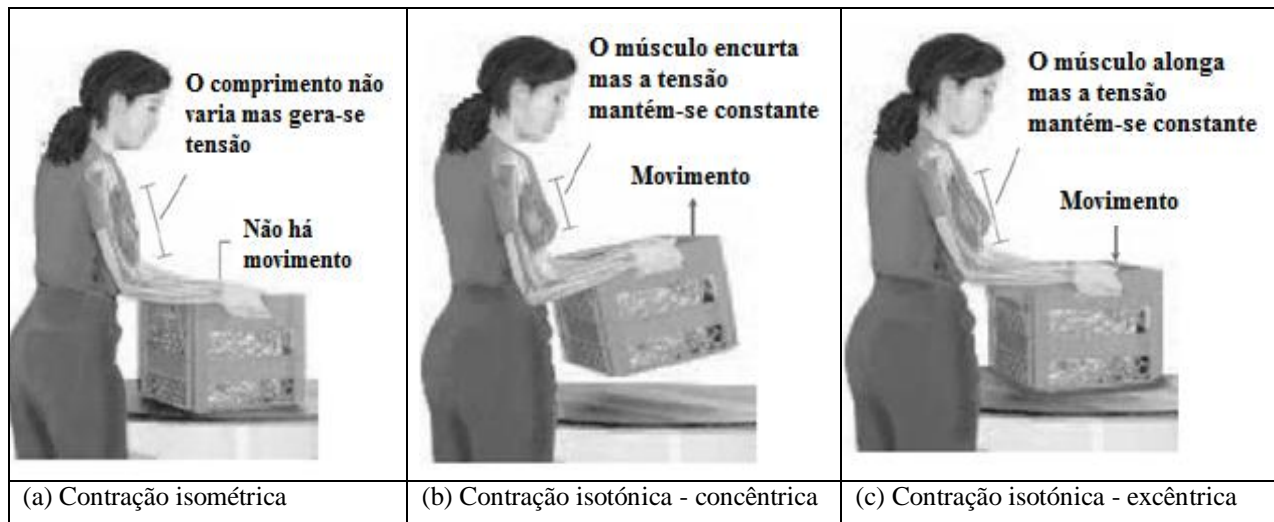
### 2.1.3. Tipos de contração muscular

Guyton e Hall (2007) referem que contração muscular não implica, necessariamente, encurtamento muscular. Na realidade, o comprimento do músculo tanto pode diminuir, permanecer inalterável ou mesmo aumentar durante uma contração. Quando o músculo desenvolve força, se a carga externa aplicada ao músculo é idêntica à quantidade de força que este desenvolve, então não ocorrerá alteração do comprimento muscular. Por exemplo, quando levantamos e sustentamos na mesma posição um objeto com o antebraço parcialmente fletido. Neste caso diz-se que a contração é isométrica ou estática (Figura 2.5-a).

Quando ocorre encurtamento muscular estamos perante uma situação em que a força externa aplicada ao músculo é inferior à força produzida por este, denominando-se de contração isotônica concêntrica. Este tipo

de contração é típico em exercícios desenvolvidos em ginásios de musculação, em que o atleta vence a carga produzida por determinada máquina (Figura 2.5-b).

Finalmente, se a força externa for superior à força desenvolvida pelo músculo, então ocorrerá uma contração de alongamento designada por contração isotônica excêntrica (Figura 2.5-c). Um exemplo dado por Fox (2011), para este tipo de contrações, é quando saltamos de uma certa altura e aterramos com as pernas fletidas. Nesses casos, os músculos extensores das nossas pernas contraem excêntricamente de modo a absorver parte do impacto e parte dessa energia absorvida pelos músculos é dissipada na forma de calor.



**Figura 2.5** - Diferentes tipos de contração (adaptado de Saladin, (2003))

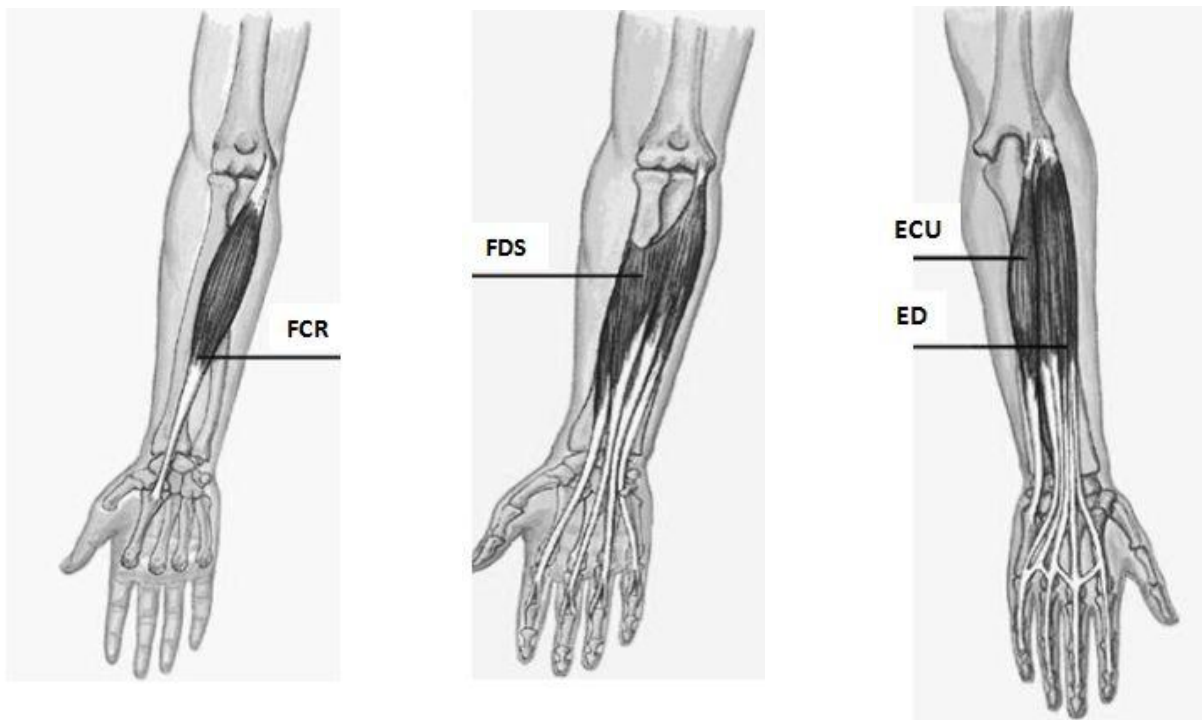


#### 2.1.4. Músculos do antebraço

Neste trabalho, o alvo de estudo serão os músculos do antebraço por isso, nesta secção, vamos dar a conhecer um pouco da sua organização e localização. Os músculos do antebraço dividem-se em três grandes grupos (Rouvière e Delmas, 1999):

- Grupo Anterior, situado no sentido imediatamente anterior e medial em relação ao esqueleto do antebraço. É formado por músculos flexores da mão e dos dedos e pelo pronador quadrado. No total são oito músculos que se dispõem em quatro planos que se sobrepõem, desde o mais profundo até um superficial pela seguinte ordem: a) plano profundo ou plano do pronador quadrado; b) planos dos flexores profundos; c) plano do flexor superficial, e d) plano dos músculos epicondilos mediais superficiais;
- Grupo Lateral, compreende quatro músculos situados lateralmente ao esqueleto do antebraço e sobrepostos, desde o mais profundo ao superficial, pela seguinte ordem: a) supinador; b) extensor radial curto do carpo; c) extensor radial longo do carpo, e d) braquiorradial;
- Grupo Posterior, inclui oito músculos agrupados em dois planos: a) plano superficial, com o extensor dos dedos, extensor do dedo mínimo, extensor cubital do carpo e ancóneo; b) plano profundo, com o abdutor longo do polegar, extensor curto do polegar, extensor longo do polegar e extensor do indicador.

Dos músculos referidos anteriormente, interessa destacar os quatro músculos que serão alvo de estudo no âmbito desta dissertação (Figura 2.6). Esses músculos são o *flexor carpi radialis* - FCR (músculo anterior), *flexor digitorum superficialis* - FDS (músculo anterior), *extensor digitorum* - ED (músculo posterior) e o *extensor carpi ulnaris* ECU (músculo posterior).



**Figura 2.6** - Localização dos músculos em estudo (adaptado de Anatomy Study Buddy (2010))

## 2.2. A Técnica de Eletromiografia de Superfície

A técnica de eletromiografia (EMG) consiste na medição dos potenciais elétricos gerados pela contração muscular resultante da realização de determinada atividade, durante determinado período de tempo. O registo desses potenciais é designa-se eletromiograma e o seu registo possibilita detetar a ocorrência de fadiga muscular ou estudar os principais músculos ativos em determinadas tarefas (Göbel, 2005).

Os potenciais de ação gerados pelo músculo têm um valor muito pequeno, medido em microvolts, pelo que requer equipamentos sofisticados e extremamente sensíveis que possibilitem revelar informações significativas. Na sua essência, um eletromiógrafo não é mais que um voltímetro extremamente sensível (Criswell, 2011).

Como refere Luttmann (1996), em eletromiografia podem ser usadas duas técnicas: eletromiografia de superfície ou de inserção. A eletromiografia de inserção é considerada invasiva, em que elétrodo de agulha ou de fio fino são inseridos diretamente no músculo. Para a utilização desta técnica, por poder causar danos nos músculos ou nervos, é necessária a presença de profissionais de saúde certificados para esse efeito. São utilizados elétrodo extremamente sensíveis e dispendiosos, que registam a atividade de um músculo e permitem o acesso a músculos profundos. A eletromiografia de superfície (sEMG), por sua vez, é uma técnica não invasiva, adequada para músculos superficiais. Usam-se elétrodo que são fáceis e rápidos de aplicar, não necessita de supervisionamento médico e causam muito pouco desconforto. A sEMG, apesar da sua simplicidade, requer avançada tecnologia e, quando aplicada da forma correta, revela informação relevante do complexo sistema sinal - ruído (Göbel, 2005).

Assim, é crucial compreender os princípios de deteção e processamento do sinal eletromiográfico (SEMG) de modo a otimizar a qualidade da informação contida nesse sinal. Factores como a orientação e colocação dos elétrodo, o tipo de elétrodo usados, uma preparação adequada da pele, influenciam a qualidade do mesmo. É importante, também, ter em consideração que o SEMG reflete apenas a ativação dos neurónios motores, e a sua relação com a contração ou ativação muscular apenas deverá ser utilizada durante contrações isométricas, em condições estritamente controladas (Vøllestad, 1997).

A sEMG é uma técnica muito útil em Ergonomia e cada vez mais utilizada na avaliação de determinada tarefa, ferramenta ou posto de trabalho, permitindo avaliar se os músculos estão ativos e a relação entre o nível de atividade e a capacidade do trabalhador.

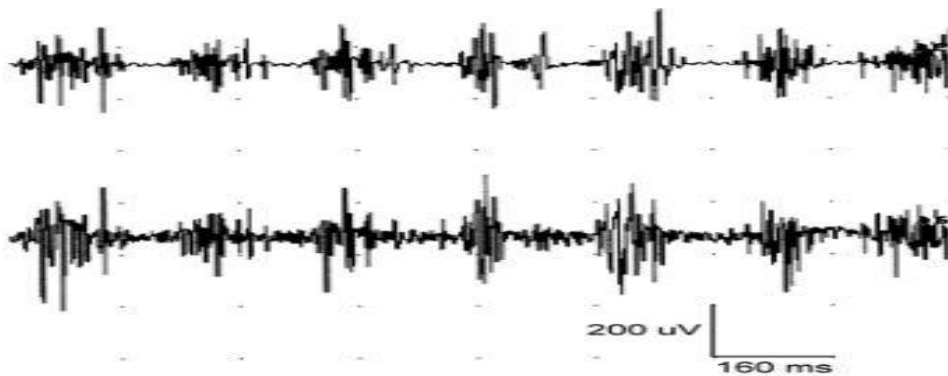
Tendo como grande vantagem ser uma técnica não invasiva de medição da atividade elétrica muscular, a sua correta aplicação e interpretação possibilita compreender a postura corporal e a carga de trabalho inerentes ao conforto, e desconforto, físico sentido pelo operador na execução de determinada tarefa ou na utilização de determinada ferramenta (Kong, Hallbeck e Jung, 2010). É, por isso, frequentemente utilizada quando se suspeita que um músculo ou conjunto de músculos específicos são ativados no operador de forma desfavorável, durante a execução de determinada tarefa.

Segundo Kumar (1996) e Marras (1990), as principais informações retiradas da aplicação da EMG são as seguintes:

- Conhecimento da ativação do músculo e a sua desativação durante a atividade, ou seja, é possível observar se existe um aumento da atividade muscular quando o músculo está em repouso e quando este passa a estar ativo. Através dessa informação podemos concluir se o músculo em questão é o adequado ao estudo que se pretende realizar;
- Estimar a força desenvolvida pelo músculo, sendo esta estimativa tanto mais rigorosa quanto mais estática ou constante for a contração;
- Avaliar o risco de aparecimento de fadiga no músculo, comparando o esforço muscular em diversos instantes, sob condições experimentais controladas;
- Avaliar o nível de contração muscular.

### 2.2.1. Origem do sinal eletromiográfico

Durante a contração muscular, o movimento dos filamentos proteicos é provocado por um fenómeno elétrico conhecido como potencial de ação. Esse fenómeno resulta da mudança de potência da membrana existente entre o interior e o exterior da fibra muscular, originando o sinal EMG medido pelo eletromiógrafo (Stegeman et al, 2000; Luttmann, 1996). O potencial de ação tem assim origem em cada UM ativada durante uma certa contração e é o somatório de toda a atividade muscular resultante dessa contração que constitui o volume do sinal condutor, que ao ser captado pelos elétrodos é ampliado pelo eletromiógrafo (Figura 2.7) (Criswell, 2011).



**Figura 2.7** - Ilustração do sinal eletromiográfico registado durante certa atividade (retirado de [www.fleury.com.br](http://www.fleury.com.br))

A fibra muscular é rodeada pelo sarcolema, uma membrana semipermeável composta por uma bicamada lipídica com canais pelos quais certos iões se podem movimentar entre o fluído intracelular e extracelular. A composição de cada um dos fluídos varia e é essa diferença iónica entre ambos que resulta num diferencial de potencial eléctrico, mais conhecido por potencial da membrana. Na tabela 2.2 é possível

observar os valores médios das concentrações dos principais iões que constituem o fluído intracelular e extracelular (Luttmann, 1996):

**Tabela 2.2** - Concentrações dos iões mais relevantes do fluído intracelular e extracelular (adaptada de Luttmann (1996) e Lamb e Hobart (1992))

Iões	Composição do fluído intracelular (mmol/l)	Composição do fluído extracelular (mmol/l)
Na <sup>+</sup>	12 - 14	142 - 145
K <sup>+</sup>	140 - 155	3 - 4
Cl <sup>-</sup>	3 - 4	120 - 125
A <sup>-</sup>	150 - 155	-

O fluído intracelular é composto por uma alta concentração de catiões potássio (K<sup>+</sup>) e de aniões proteicos (A<sup>-</sup>), uma baixa concentração de catiões de sódio (Na<sup>+</sup>) e de aniões de cloro (Cl<sup>-</sup>). Por sua vez, o fluído extracelular é composto por uma baixa concentração de catiões potássio (K<sup>+</sup>) e de aniões proteicos (A<sup>-</sup>) e uma elevada concentração de catiões de sódio (Na<sup>+</sup>) e de aniões de cloro (Cl<sup>-</sup>) (Luttmann, 1996).

Esta desigualdade na composição dos fluídos, no que diz respeito aos catiões de potássio e de sódio, resulta no transporte dos mesmos através da membrana contra o gradiente de concentração, criando um potencial elétrico. Assim, os catiões de potássio são transportados do fluído extracelular para o intercelular e os catiões de sódio no sentido inverso, existindo consumo de energia para o efeito. Os aniões proteicos ficam retidos no fluído intracelular pois o seu tamanho não permite a sua passagem através da membrana devido às suas dimensões e consequentemente, por questões de neutralidade, os aniões de cloro ficam no fluído extracelular (Luttmann, 1996; Stegemean et al, 2000).

### 2.2.2. Relação entre força e sinal EMG

Toda a atividade elétrica gerada pelos músculos durante uma contração, bem como a força produzida pelos mesmos, são controladas por fenômenos musculares internos tais como a frequência de estimulação, o recrutamento e a sincronização de unidades motoras. Assim sendo, seria de esperar a existência de uma relação relativamente simples entre o sinal EMG e a força, contudo não tem sido fácil comprovar essa relação. Nas últimas décadas foram muitos os estudos desenvolvidos com intuito de encontrar essa relação (Correia, P. e Mil-Homens, P., 2004; Disselhorst-Klug et al., 2009).

Uma das principais razões para a dificuldade em encontrar essa relação de linearidade é pelo facto de a relação entre o sinal EMG e a força muscular não se comportar da mesma forma em todos os tipos de contrações. Para o mesmo tipo de contração é possível encontrar comportamentos não uniformes (De Luca, 1997).

Autores como Hoozemans e Van Diee (2005) desenvolveram uma metodologia para relacionar a força de preensão com o sinal EMG em seis músculos do antebraço e concluíram que em condições isométricas a magnitude do sinal EMG apresenta uma razoável estimativa da força exercida pelo músculo, ou seja, a relação do sinal EMG e força muscular é considerada linear.

Porém, não se verifica sempre essa linearidade em todas as contrações estáticas. No geral, verifica-se que a relação é linear em músculos pequenos. Em músculos maiores, a relação já não é linear, e o sinal de sEMG aumenta mais rapidamente que a força (De Luca, 1997).

Basmajian e De Luca (1985) referem que, apesar de se observar que a amplitude do sinal EMG geralmente aumenta à medida que a força muscular aumenta, tal só fornece uma indicação qualitativa da existência de uma relação entre estas duas variáveis. Esta relação qualitativa pode ser útil se procurarmos apenas descrições qualitativas, por exemplo, se pretendemos avaliar se determinar tarefa é mais exigente a nível muscular que outra tarefa. Se pretendemos quantificar qual a diferença que ocorreu entre tarefas, não é possível responder com precisão.

### **2.2.3. Eléttodos de superfície**

O eléctrodo de superfície é um sensor extremamente sensível que capta a atividade elétrica produzida pelas fibras musculares aquando da contração e que se difundem até à superfície da pele. Como Criswell (2011) referia nos seus estudos, os eléctrodos são como pequenos microfones usados para ouvir os músculos.

Apesar dos eléctrodos de superfície fornecerem dados mais gerais da atividade do músculo, eles apresentam algumas limitações, nomeadamente na captação do sinal em músculos próximos e em músculos profundos. O facto de não seleccionarem uma região muscular específica e delimitada faz com que possa ocorrer a captação de informações de músculos adjacentes. Este fenómeno é denominado por *crosstalk* e será abordado com mais detalhe na secção 2.4. (*Efeito Crosstalk em sEMG nos músculos do antebraço*) (Soderberg, 1992).

Na década de noventa, o conhecimento e a utilização da eletromiografia de superfície sofreu um aumento considerável. Contudo, cada investigador seguia a sua própria metodologia, surgindo diferentes metodologias entre diferentes grupos de investigadores. Assim, com o objetivo de esclarecer e normalizar aspetos relacionados com eletromiografia de superfície, bem como criar mais colaboração entre grupos de investigadores Europeus, a Comunidade Europeia lançou um projeto designado por SENIAM (*surface EMG for a non-invasive assessment of muscles*). O projeto SENIAM decorreu entre 1996 e 1999 e constou na análise de 144 publicações ligadas ao tema (Hermens et al., 2000).

Nos dias de hoje é possível encontrar variados tipos de eléttodos no mercado, pelo que se torna importante conhecer as propriedades associadas a cada um e para que tipo de músculos se destinam (Criswell, 2011). Assim, deve-se ter em atenção as seguintes características dos eléttodos:

### Configuração

Segundo uma análise feita pelo projeto SENIAM, para o registo eletromiográfico podem ser considerados eléttodos com configuração do tipo bipolar ou monopolar (Hermes et al, 2000).

A medição utilizando eléttodos monopolares consiste na utilização de um único eléttodo ativo colocado na região do músculo e um segundo eléttodo, chamado de eléttodo terra, colocado numa região afastada da anterior, num local eletricamente neutro (Göbel, 2005). A desvantagem deste tipo de registo é que ele deteta todos os sinais, incluindo o ruído da vizinhança da região de deteção (*crosstalk*) (Basmajian e De Luca, 1985).

No caso da configuração bipolar, dois eléttodos são colocados alinhados paralelamente à direção da fibra muscular e separados por uma distância  $d$ . O potencial de ação da fibra muscular é medido em cada instante de tempo, separadamente em cada eléttodo, e a diferença calculada entre ambos origina o potencial bipolar. O potencial de ação é detetado primeiramente no eléttodo mais próximo da região da placa motora e de seguida pelo outro eléttodo. Como nos eléttodos monopolares, o eléttodo terra é colocado afastado dos anteriores, num local eletricamente neutro (Soderberg, 1992).

De modo a reduzir o *crosstalk* de músculos adjacentes, o sinal EMG, na maioria dos estudos realizados, é gravado com eléttodos com configuração bipolar (Fuglevand et al, 1992; Hermes et al, 2000).

### Forma e tamanho

Quando falamos da forma do eléttodo estamos a referir-nos à forma da sua área de condução. É possível encontrar eléttodos de variadas formas. Apesar dos eléttodos de forma circular serem os mais utilizados, o estudo realizado no âmbito do projeto SENIAM revela que diferenças apenas na forma do eléttodo não resultam em diferenças no sinal EMG por isso, nenhum critério específico ou recomendação, no que diz respeito à escolha da forma do eléttodo, foi proposta (Hermens et al, 2000).

Quanto ao tamanho do eléttodo, de estudos efetuados até à data sabe-se que, mediante um aumento da dimensão perpendicular às fibras musculares, não existem dados quantitativos sobre a extensão desse efeito sobre as características do sinal EMG. Contudo, após um aumento do tamanho do eléttodo no sentido das fibras musculares, observa-se um efeito integrativo no sinal EMG, aumentando a amplitude detetada e diminuindo o conteúdo de alta frequência (Day, 2002).

Apesar de se admitir que o tamanho influencia o sinal EMG, não existe um consenso quanto à utilização de um tamanho *standard*. O tamanho dos elétrodos deverá ser grande o suficiente para gravar um número razoável de UM, mas pequeno o suficiente para evitar interferências de outros músculos (*crosstalk*).

Segundo De Luca (1997), Criswell (2011) ou Göbel (2005), devem-se escolher preferencialmente elétrodos circulares com um diâmetro de 10 mm; já Soderberg (1992) obta igualmente por elétrodos circulares mas com diâmetros compreendidos entre 1 mm e 5 mm. De um modo a estabelecer uma diretriz, do projeto SENIAM surgiu a recomendação na utilização de elétrodos cujo tamanho, na direção das fibras musculares, não excedam os 10 mm (Hermens et al., 2000).

Na prática, a única implicação quando escolhemos os elétrodos a utilizar é que eles tenham todos a mesma forma e tamanho, de modo a que a impedância em cada superfície de contacto com os elétrodos seja semelhante (Day, 2002).

### Material

O material dos elétrodos deve proporcionar um bom contacto com a pele, uma baixa impedância, garantir um sinal EMG com comportamento estável e o mínimo ruído possível, durante o período em que está a ser utilizado (Hermens et al., 2000).

Todos os elétrodos são constituídos por uma área de captação do sinal EMG que fica em contacto com um eletrólito, no qual as reações de oxidação e redução ocorrem livremente, num sistema reversível e não polarizado. Tanto as reações de oxidação como as de redução devem ocorrer com a mesma facilidade, com o risco de os elétrodos se tornarem polarizados durante a sua utilização e inibirem o fluxo de corrente bidirecional. Materiais como o ouro e alumínio são facilmente polarizados e exibem altos potenciais de elétrodos pelo que se deve evitar a sua utilização. Outro factor a ter em conta é o coeficiente de temperatura dos materiais. Alguns materiais alteram as suas propriedades com pequenas variações de temperatura. O ideal é que os elétrodos sejam feitos do mesmo material e não possuam diferença de potencial entre eles (Soderberg e Cook, 1983). Segundo o projeto SENIAM, na esmagadora maioria das publicações analisadas, o material mais utilizado em elétrodos de superfície foi o Ag/AgCl (Prata/Cloreto de Prata) (Hermens et al., 2000).

### Distância inter-elétrodos

A distância inter-elétrodos (IED) corresponde à distância entre os centros geométricos das áreas de condução dos elétrodos, sendo a sua influência no sinal EMG muito relevante e um dos principais factores em ter em consideração.

A IED recomendada varia entre autores, sendo que a maioria dos estudos encontrados recomendam uma IED de 20 mm, pois é onde se espera que seja captada a amplitude máxima do sinal EMG para a grande maioria das regiões musculares (Hermens et al., 2000; Criswell, 2011; Stegemen e Hermens, 2007). Esta recomendação para a IED tem como considerações a amplitude do sinal EMG e a representatividade do músculo como um todo. Se o objetivo for estudar músculos de média ou grande dimensão, uma IED de 30 mm a 50 mm pode ser a recomendada (Stegemen e Hermens, 2007; Zipp, 1982).

#### Constituição do sensor

A constituição do sensor diz respeito ao modo como os elétrodos e cabos estão integrados. Não é expectável que a constituição do sensor afete diretamente as características do sinal EMG contudo, existem efeitos indiretos que podem afetar ou perturbar o padrão do sinal EMG gravado (Hermens et al., 2000):

- Variação da IED durante a contração muscular irá alterar a amplitude, forma e largura dos potenciais de ação e, conseqüentemente, afetar a amplitude do sinal EMG e características da frequência;
- Movimentação dos elétrodos ou cabos, que provocará variações na impedância e induzindo correntes magnéticas nos cabos.

É recomendado que a constituição do sensor seja tal que a IED seja mantida inalterável e os cabos fixos, impossibilitando a sua movimentação, durante todo o período de gravação. Durante a recolha de informação é fundamental garantir um bom contacto do eléctrodo com a superfície da pele de modo a garantir informação fidedigna. Com o passar das horas, o gel contido no eléctrodo difunde-se pela pele, e o próprio suor pode provocar uma aderência deficiente do eléctrodo (Göbel, 2005). Poderá ser utilizada fita adesiva para fixar os elétrodos e uma banda elástica ou fita adesiva para manter os cabos fixos (Criswell, 2011; Stegemen e Hermens, 2007).

#### **2.2.4. Procedimento e estratégias de colocação dos elétrodos**

Como foi referido anteriormente, são muitos os factores que podem afetar a qualidade do sinal EMG. Para minimizar os efeitos indesejados, ou seja, o ruído, é seguido um procedimento que consiste nas seguintes etapas: seleção dos elétrodos de superfícies, preparação da pele, colocação do operador numa posição de referência, determinação dos pontos de colocação dos sensores, colocação e fixação dos sensores e cabos, e por último, testar a ligação (Hermens et al., 2000).

O projeto SENIAM além de avaliar as características predominantes na utilização da técnica sEMG, sugeriu algumas recomendações para cada uma das seis etapas:



### Seleção dos elétrodos de superfície

Na escolha dos elétrodos de superfície mais adequados deveremos ter em conta as suas características, descritas na secção 2.2.3 (*Elétrodos de superfície*). A utilização de sensores bipolares, como recomendado pela SENIAM, implica seleccionar de seguida, cuidadosamente, a forma, o tamanho, a IED, o material e a constituição dos sensores mais adequados ao estudo que vão realizar. Hermens et al. (2000) recomenda que essa escolha seja feita de acordo com as características que mais frequentemente aparecem na literatura (Tabela 2.3).

**Tabela 2.3** - Características que influenciam o SEMG

	Configuração do eléctrodo	Material	Tamanho	IED (mm)	Constituição
Mais frequente	Bipolar	Ag/AgCl	≤10 mm na direcção da fibra muscular	20	Sensores e cabos fixos por fita adesiva

### Preparação da pele

Uma preparação da pele adequada e o posicionamento dos elétrodos são elementos essenciais na obtenção de medições de qualidade. Para tal, a preparação deve incidir em duas estratégias chave:

- Aderência estável do eléctrodo à pele durante as medições;
- Impedância da pele minimizada.

Embora não existam regras gerais para a preparação da pele, a complexidade da sua preparação vai depender da qualidade do sinal procurado. Em traços gerais, a sua preparação envolve a remoção de pêlos excessivos na região da colocação dos elétrodos e limpeza da pele com álcool, éter, lixa fina, papel de vidro, acetona, ou uma mistura deles. Muitas vezes, para medições estáticas do SEMG, é suficiente a limpeza da pele com compressas de álcool e aguardar que a superfície da pele seque para então posicionar o eléctrodo (Hermens et al., 2000).

### Postura de referência do operador

Depois da preparação da pele estar feita, segue-se a colocação do operador na posição inicial que permite determinar a localização do sensor no músculo. Para cada músculo em estudo existem recomendações para a posição inicial do operador de modo a determinar facilmente, por palpação, o músculo e as marcas anatómicas de referência que ajudam a determinar o local onde o eléctrodo deve ser colocado (Hermens et al., 2000).

### Localização do eletrodo e orientação no músculo

Quando o operador já está colocado na posição inicial de referência, é possível determinar a localização dos eletrodos e marcar esse ponto e os pontos auxiliares com um marcador. O ponto marcado, na utilização de um eletrodo bipolar, corresponderá ao centro entre as duas superfícies condutoras (Hermens et al., 2000).

Para cada músculo, existem várias recomendações quanto à marcação do ponto de localização do eletrodo e respectivos pontos auxiliares. De acordo com diversos autores, como Fridlund e Cacioppo (1986), Hermens et al. (2000), Criswell (2011), Soderberg (1992) ou De Luca (1997), os principais elementos que devem ser tidos em conta para uma localização apropriada do eletrodo, de modo a obter um sinal EMG estável e fidedigno, são:

- Selecionar uma região, perto da localização proposta, onde a existência de tecidos entre a própria fibra muscular e o eletrodo seja mínima (nomeadamente massa gorda);
- Orientar a linha que passa entre os dois eletrodos paralelamente às fibras musculares;
- Evitar a colocação de eletrodos sobre tendões e inervações;
- Escolher regiões fáceis de identificar, ou seja, com boas referências anatómicas;
- Escolher regiões que minimizem o desconforto sentido pelo operador ou que obstruam o seu movimento;
- Escolher regiões mais afastadas de outros músculos ativos, de modo a minimizar o *crosstalk*.

A localização do eletrodo de terra, como referido na secção 2.2.3. (*Eletrodos de superfície*) do presente capítulo, não é usualmente mencionado em publicações mas da informação disponível é consensual que a sua colocação deve ser afastada do eletrodo, em regiões musculares eletricamente inativas (Göbel, 2005).

### Fixação dos eletrodos na pele

Determinados, e marcados, todos os pontos dos eletrodos, procede-se à fixação dos mesmos na pele. É recomendada a utilização de fita adesiva para fixar os eletrodos e uma banda elástica ou fita adesiva para manter os cabos imóveis ou apenas com a mobilidade necessária, de modo a não exercerem força sobre os eletrodos, mantendo a sua aderência à pele. No final da preparação e colocação dos eletrodos, deve-se assegurar que o operador esteja confortável, não apresentando limitações ou dificuldades de livre movimentação (Criswell, 2011; Stegemen e Hermens, 2007).

### Teste de ligação

Concluída a preparação da pele, marcação e colocação dos eletrodos, é recomendado a realização de testes para determinar se os eletrodos estão colocados corretamente no músculo e se os cabos estão a transmitir

sem problemas o sinal EMG. Assim, recomenda-se que se realizem testes com movimentos provocatórios para cada músculo individualmente, de modo a perceber a confiabilidade da montagem realizada (Hermens et al., 2000).

Em geral, existem muito poucos autores que descrevem os procedimentos realizados na determinação da localização dos elétrodos ou as propriedades dos elétrodos usados. É por essa razão que a determinação da exata localização e reprodução dos elétrodos em sEMG seja tão difícil (Hermens et al., 2000).

### 2.2.5. Factores que influenciam o sinal eletromiográfico

A eletromiografia de superfície é um método que envolve inúmeras variáveis que podem influenciar diretamente a qualidade do sinal EMG. De Lucca (1997) identificou três grupos de factores que influenciam o SEMG: factores causais, intermediários e determinísticos. Os factores causais podem ainda ser divididos em factores extrínsecos, aqueles que envolvem os elétrodos e estruturas que podem ser controladas; factores intermediários, relacionados com fenómenos físicos e fisiológicos que são influenciados por um ou mais factores causais; e factores intrínsecos, aqueles que correspondem às características fisiológicas e anatómicas do músculo (Tabela 2.4).

**Tabela 2.4** - Factores que influenciam o sinal EMG (De Luca, 1997)

Grupo de factores	Sub-Grupo	Factores
Causais	Intrínsecos	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Tipo de fibra muscular que são recrutadas</li> <li>• Fluxo sanguíneo no interior do músculo</li> <li>• Diâmetro das fibras musculares</li> <li>• Quantidade de tecido entre o músculo e o eléctrodo</li> <li>• Volume do músculo</li> </ul>
	Extrínsecos	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Tamanho e forma dos elétrodos</li> <li>• Distância entre elétrodos</li> <li>• Distância do eléctrodo ao ponto motor</li> <li>• Orientação dos elétrodos em relação à fibra muscular</li> <li>• Tratamento da pele</li> </ul>
Intermediários		<ul style="list-style-type: none"> <li>• <i>Crosstalk</i> proveniente de músculos adjacentes</li> <li>• Velocidade de condução dos potenciais de ação ao longo da fibra muscular</li> </ul>
Determinísticos		<ul style="list-style-type: none"> <li>• Interação mecânica entre as fibras musculares</li> <li>• Nº de unidade motoras detetadas</li> <li>• Estabilidade das unidades motoras</li> </ul>

A compreensão de todos os factores que afetam o SEMG é complexa pois mesmo que os fenómenos que afetam o sinal sejam possíveis de caracterizar, a falta de homogeneidade dos tecidos que existem entre as

membranas do músculo e os elétrodos torna impossível garantir um sinal perfeito. Contudo, De Luca (1997) defende que no futuro poderão existir modelos matemáticos que possibilitem descrever as propriedades fisiológicas, anatómicas e do campo elétrico, colmatando as lacunas existentes atualmente.

### 2.3. Normalização dos dados

A maioria dos estudos ergonômicos publicados têm como principal interesse avaliar qual a contribuição de determinadas variáveis de um posto de trabalho na atividade muscular dos seus operadores, por exemplo, o design das ferramentas, métodos de trabalho, dimensionamento do posto de trabalho, etc. Para realizar esses estudos é escolhida uma amostra de indivíduos que seja representativa da população alvo. Com a informação obtida, e para se poder comparar o sinal EMG gerado pelos diferentes indivíduos, surge a necessidade de encontrar métodos adequados para normalizar os dados recolhidos (Marras, 1990; Veiersted, 1991).

O método de normalização mais apropriado será aquele que permitir reduzir a variabilidade da variável em análise entre os indivíduos da amostra em estudo. Por exemplo, uma amostra de indivíduos com medidas antropométricas similares mas que possuam capacidades diferentes em termos de força, terá resultados mais homogêneos caso o SEMG seja normalizado em termos de %RVE (Mathiassen et al.,1994).

Para qualquer método de normalização utilizado, o investigador deve caracterizar cada uma das situações abaixo indicadas (Mathiassen et al.,1995).

#### Variáveis utilizadas

É comum a utilização de ensaios de esforço máximo ou sub-máximo para normalizar o sinal EMG (Jonsson, 1978; Bao et al., 1995; Jackson et al., 2009).

O sinal EMG ( $\mu\text{V}$ ) normalizado no domínio bioelétrico pode ser expresso (Mathiassen et al.,1994):

- Em percentagem da ativação elétrica voluntária de referência (%RVE), isto é, a percentagem da atividade elétrica obtida através de uma contração voluntária de referência sub-máxima (RVC), quando o operador se encontra sujeito a uma carga exterior constante;
- Em percentagem da ativação elétrica voluntária máxima (%MVE), referente à ativação elétrica durante uma tentativa de contração voluntária máxima (MVC) por parte do operador.

Contudo, na utilização deste método, a intensidade da força voluntária máxima (MVC) pode ser influenciada por factores motivacionais, inibitórios (em diferentes níveis do sistema nervoso central) e por factores relacionados com o próprio músculo (Gandevia et al., 1995). Assim, o MVC deve ser interpretado como o valor máximo que um indivíduo pode voluntariamente gerar, durante uma contração isométrica, tendo em conta os factores referidos (Winter, 1996).

### Localização dos elétrodos

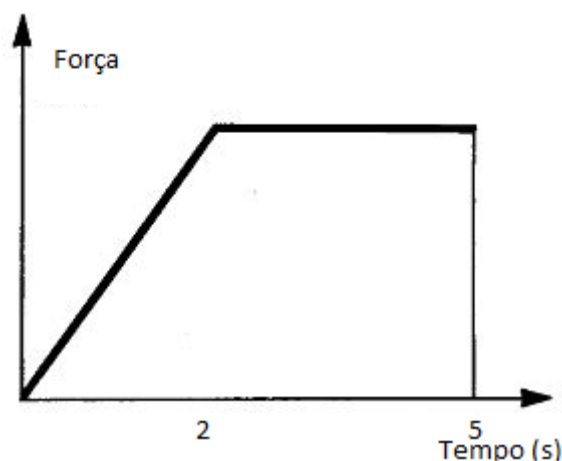
Deverão ser descritos os procedimentos para a localização e colocação dos elétrodos e esta configuração deve-se manter inalterável durante todo o tempo de registo do sinal EMG. Por exemplo, a localização de elétrodos usados para registar os valores de MVE e/ou RVE, deve ser a mesma que será utilizada para registo do sinal EMG, posteriormente, em contexto de trabalho (Mathiassen et al.,1994).

### Postura do operador

Deverá ser descrita a posição e postura que o operador adota para cada um dos ensaios que se pretendem realizar. Essa caracterização deverá ser detalhada por músculo a ativar (Mathiassen et al.,1994).

### Carga e duração da contração

Os critérios usados para a seleção da duração ótima de aplicação de uma força sub-máxima constante (RVC) todavia não são consensuais na literatura. É possível encontrar recomendações para um intervalo entre 1 segundo e 15 segundos. A sua definição deve ser vista como um compromisso entre obter um sinal EMG suficientemente válido e evitar ocorrência de fadiga (Mathiassen et al.,1994). Quanto à duração para ensaios de força máxima (MVC), em 1978 Caldwell desenvolveu um modelo em parceria com outros investigadores e que ainda é muito aceite na atualidade, denominado de "modelo do esforço padrão". Este modelo pressupõe que durante 2 segundos os operadores elevem a sua força ao máximo e mantenham a força nos 3 segundos seguintes (Kroemer e Marras, 1980) (Figura 2.8).



**Figura 2.8** - Modelo do esforço padrão usado para medir a força máxima em testes MVC, proposto por Cadwell (adaptada de Kroemer e Marras (1980))

### Processamento do sinal

Como já referido anteriormente, a eletromiografia de superfície (EMG) é uma técnica que visa capturar e medir a atividade elétrica através do potencial de ação muscular. Ela é aplicada para especificar a produção de força muscular e para analisar a existência de fadiga. Para tal, é bastante usual a transformação da forma bipolar (rws) do SEMG em valores médios de *Root Mean Square* (RMS). O processamento do sinal EMG através do RMS reflete a atividade fisiológica numa UM durante uma contração, permitindo quantificar e suavizar o sinal elétrico na mesma (Fukuda et al., 2010; Mathiassen et al., 1994).

### Número de repetições do esforço para normalização do sinal EMG

Mathiassen et al. (1994) recomenda que, para os ensaios sub-máximos (RVE), sejam realizadas quatro ensaios com pelo menos 1 minuto de descanso entre cada ensaio. A média dos quatro valores medidos determina o valor de RVE a ser utilizado para a normalização do sinal.

No caso dos ensaios máximos (MVE), Mathiassen et al. (1994) recomendam três ensaios com pelo menos 2 minutos de intervalo entre cada um deles. O valor mais elevado registado será o valor usado para a normalização do sinal.

## **2.4. Efeito *Crosstalk* em sEMG nos músculos do antebraço**

Quando o objeto de estudo se foca na atividade muscular de um músculo pequeno e próximo de outros músculos, como é o caso dos músculos do antebraço, é de extrema importância que o investigador esteja atento a potenciais interferências no sinal EMG, provocadas pelos músculos adjacentes ao músculo alvo (De Luca e Merletti, 1988).

Winter (1996) refere que o efeito de *crosstalk* não ocorre exclusivamente entre músculos adjacentes e que estes podem mesmo não ter qualquer interferência na medição do SEMG.

Quando se suspeita da ocorrência de *crosstalk* entre duas regiões é possível utilizar técnicas de correlação de modo a quantificar melhor o sinal e reduzir a interferência do outro músculo (Winter et al., 2009). Têm sido documentadas três técnicas preventivas que resultam na redução do *crosstalk*: redução da área de condução dos elétrodos; diminuição da IED e utilização de elétrodos de duplo diferencial (Kilner et al., 2002; Kong et al., 2010).

No caso do estudo em questão, a proximidade dos músculos do antebraço e a pequena área de superfície da pele para a colocação dos elétrodos, faz com que o *crosstalk* seja um factor a ter em conta durante os ensaios experimentais e mais tarde, quando se interpretarem resultados e se apontarem conclusões (Mogk e Keir, 2003).

## **2.5. Impacto da utilização de luvas anti-vibratórias como EPI's na atividade muscular nos músculos do antebraço em tarefas de preensão manual**

A utilização de luvas como equipamento de proteção individual (EPI), qualquer que seja o motivo que obrigue a tal, poderá ter impacto na força exercida pelos músculos do antebraço. A sEMG tem sido bastante utilizada para registrar a força sentida no sistema mão-antebraço, em tarefas de preensão manual utilizando ferramentas industriais potentes (Dong, 2005). Contudo, foram poucos os estudos encontrados que relacionam o esforço muscular no antebraço com a utilização de luvas, em tarefas de preensão manual, sendo que apenas foi encontrado um que incidia sobre a utilização de luvas anti-vibratórias.

Apresenta-se de seguida algumas publicações sobre o impacto da utilização de luvas anti-vibratórias na atividade muscular nos músculos do antebraço contudo, nem todos os estudos realizados conduziram às mesmas conclusões ou tinham o mesmo enfoque.

Larivière et al. (2004) estudaram o efeito biomecânico do uso de luvas nos músculos do antebraço, durante tarefas de preensão, para os músculos *flexor digitorum superficialis* (FDS), *flexor carpi radialis* (FCR), *extensor carpi radialis longus* (ECR) e *extensor digitorum* (ED). Os autores concluíram que os músculos extensores do punho (ECR e o par ECR/ED) eram mais sensíveis que os flexores na utilização de luvas e que por isso os extensores deveriam ser os músculos alvo neste tipo de estudos.

Fleming et al. (1997) avaliou se a utilização de luvas provocaria um aumento do risco para fadiga em relação à não utilização das mesmas, não tendo obtido diferenças estatisticamente significativas.

Já Chang et al. (1999) avaliaram o impacto que três tipos de luvas teriam no esforço realizado pelo músculo *flexor digitorum superficialis*, tendo chegando à conclusão que as luvas de algodão aumentavam a intensidade do esforço muscular enquanto as luvas de *nylon* reduziam esse esforço.

Um estudo mais recente levado a cabo por Cabeças e Milho (2011) tinha como objetivo analisar os níveis de contração muscular no antebraço associados à utilização de luvas anti-vibratórias, no manuseio de duas ferramentas vibratórias industriais. Os músculos escolhidos foram o *flexor digitorum superficialis* (FDS), *flexor carpi ulnaris* (FCU), *extensor carpi radialis longus* (ECRL) e *extensor carpi ulnaris* (ECU). O estudo revelou que a utilização de luvas anti-vibratórias aumentava a fadiga no músculo ECU e diminuía no músculo FDS, em relação à execução das mesmas tarefas sem luvas.





## **Capítulo 3**

---

### **Metodologia de Investigação**

### 3. Metodologia de Investigação

#### 3.1. Equipamentos, ferramentas e materiais

Todos os equipamentos, ferramentas e materiais utilizados no âmbito desta dissertação pertencem ao Departamento de Engenharia Mecânica e Industrial da Universidade Nova de Lisboa, nomeadamente ao laboratório de Ergonomia. Para que este estudo se pudesse realizar foram necessários os equipamentos, ferramentas e materiais apresentados seguidamente.

##### i. Equipamentos

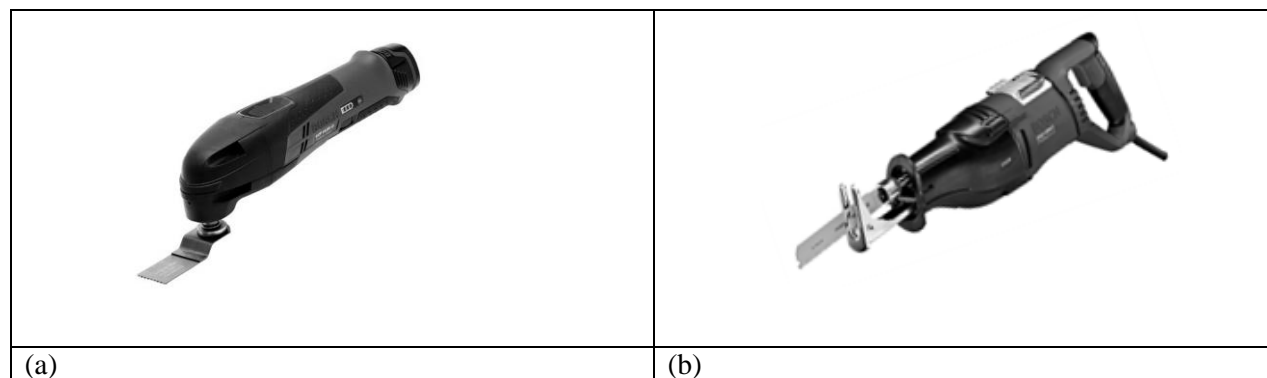
Foram utilizados equipamentos de grande precisão e sensibilidade:

- Equipamento de sEMG marca MEGA Electronics Ltd, modelo ME6000, com o *software* MegaWin v.2.3 e com quatro canais de medição;
- Computador portátil marca Accer, modelo Aspire 1350, com o *software* MegaWin v.2.3 instalado;
- Máquina fotográfica marca Canon, modelo PC1048;
- *Hand Dynamometer*, marca Lafayette Instruments Co, modelo 78010;
- *Manual Muscle Test System*, marca Lafayette Instruments Co, modelo 01163;
- *Humidity and Temperature Indicator*, marca Vaisala.

##### ii. Ferramentas

Foram utilizadas duas ferramentas de corte de uso profissional com as especificações técnicas apresentadas na Tabela 3.1, operando na sua máxima rotação:

- *Multicutter* da marca Bosch, modelo GOP 10.8 V-LI + serra com lâmina de serra por imersão para madeira e metal, modelo AIZ28EB (Figura 3.1 - a);
- *Reciprocating Saw* da marca Bosch, modelo GSA 1200 E Professional (Figura 3.1 - b).



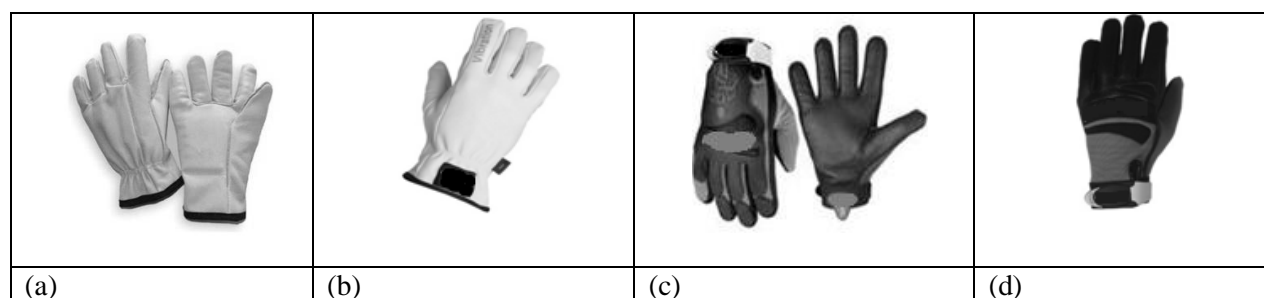
**Figura 3.1** - Ferramentas profissionais utilizadas no estudo: (a) *Multicutter*; (b) *Reciprocating Saw*

**Tabela 3.1** - Especificações técnicas das ferramentas utilizadas: (a) *Multicutter*; (b) *Reciprocating Saw*

(a) Especificações técnicas <i>Multicutter</i>		(b) Especificações técnicas <i>Reciprocating Saw</i>	
Tensão da bateria	10,8 V	Potência absorvida	1.100 W
Capacidade da bateria	1,3 Ah	N.º de cursos em vazio	0 – 2.700 c.p.m.
N.º de rotações em vazio	5.000 – 20.000 o.p.m.	Peso	3,6 kg
Comprimento	280 mm	Serra, comprimento de curso	28 mm
Altura	95 mm	Prof. corte em perfis de metal e tubos de metal	20 mm
Peso incl. acumulador	1,0 kg		

### iii. Materiais

- Luvas de látex estéreis, algodão, álcool e tintura de Benjoim, utilizados para colocação dos elétrodos nos operadores;
- Marcador preto (localização dos elétrodos) e vermelho (pontos de referência);
- Fita métrica e máquina de calcular;
- Mangas elásticas, fitas elásticas, adesivos e tesoura, para imobilização dos elétrodos;
- Papel tipo toalhetes para limpeza da pele;
- Bloco de madeira de pinho de 8x7x60 cm, para realização de ensaios de corte com a ferramenta *multicutter*;
- Barra cilíndrica de aço maciço com Ø 20 mm para realização de ensaios de corte com a ferramenta *reciprocating saw*;
- Dois Grampos, para fixação dos materiais à bancada;
- Elétrodos de superfície da marca *Blue Sensor*, modelo M-00-S;
- Dois pesos de 2,5 Kg e cintas de suporte para realização de ensaios sub-máximo;
- Relógio mecânico;
- Plataforma de madeira para realização dos ensaios de esforço sub-máximo;
- Apoios de esferovite para realização dos ensaios de esforço máximo e sub-máximo;
- Óculos de proteção;
- Protetor auricular tipo concha;
- Quatro pares de luvas anti-vibratórias (Figura 3.2).



**Figura 3.2** - Luvas anti-vibratórias utilizadas: (a) Luvas tipo 1; (b) Luvas tipo 2; (c) Luvas tipo 3 e (d) Luvas tipo 4.

A distribuição dos equipamentos, ferramentas e materiais pelas principais fases do estudo foi feita como ilustra a Tabela 3.2.

**Tabela 3.2** - Alocação dos equipamentos, ferramentas e materiais às diferentes fases do estudo

	Colocação dos elétrodos	Testes máximos e sub-máximos de EMG	Ensaio em contexto simulado de trabalho
<u>Equipamentos</u>			
• MEGA - ME6000	x	x	x
• Accer - Aspire 1350	x	x	x
• Canon - PC1048	x	x	x
• Hand Dynamometer		x	
• Manual Muscle Test System		x	
• Humidity and Temperature Indicator			x
<u>Ferramentas</u>			
• Multicutter			x
• Reciprocating saw			x
<u>Materiais</u>			
• Luvas de látex estéreis, algodão, álcool e tintura de Benjoim	x		
• Marcadores, preto e vermelho	x		
• Fita métrica e máquina de calcular	x		
• Mangas elásticas, fitas elásticas, adesivos e tesoura	x		
• Papel tipo toalhetes para limpeza da pele	x		
• Barra cilíndrica de metal			x
• Blocos de madeira			x
• Elétrodos de superfície	x	x	x
• Dois Grampos			x
• Dois pesos de 2.5 Kg cada e cintas de suporte		x	
• Relógio mecânico		x	x
• Plataforma de madeira e apoios de esferovite		x	
• Óculos de proteção e concha auricular			x
• Luvas anti-vibratórias			x

### 3.2. Caraterização dos operadores

Para a caraterização dos quarenta operadores adultos, voluntários, que participaram no estudo, foi utilizado um pequeno formulário dividido em duas partes, disponível no Anexo IV da presente dissertação. A primeira parte visou obter os dados antropométricos dos operadores e os seus antecedentes profissionais, e a segunda parte visou saber o seu historial clínico ao nível de problemas e/ou lesões músculo-esqueléticas, neurológicas ou vasculares associados à sua mão dominante (aquela que será o foco do estudo). Não tendo sido reportados, no historial clínico dos operadores, quaisquer problemas músculo-esqueléticos, vasculares e neurológicos ao nível da mão dominante, foram determinadas as médias e desvios padrão da idade, altura, peso e força máxima de preensão manual na mão dominante, para os quarenta operadores, todos com a mão direita como dominante (Tabela 3.3).

**Tabela 3.3** - Média e desvio padrão da idade, medidas antropométricas e força muscular dos operadores (n=40)

Dados demográficos	Média (Desvio Padrão)	Amplitude
Idade (anos)	24,6 (2,5)	19-33
Altura (cm)	176,5 (5,4)	160-186
Peso (Kg)	73,0 (7,4)	58-88
Força de preensão manual - Mão direita (Kg)	41,7 (8,9)	21,3-66,7

### 3.3. Seleção dos músculos em estudo

A seleção dos músculos alvo para este estudo teve vários critérios em consideração. Começou-se por seleccionar apenas músculos superficiais, ou seja, músculos que fossem possíveis de ser detetados usando a técnica de sEMG. De seguida, sendo as tarefas realizadas em contexto simulado de trabalho do tipo de preensão manual, foram analisados trabalhos dos principais autores neste campo de aplicação, com enfoque nos músculos superficiais. Conforme referido anteriormente no Capítulo 2, secção 2.5. (*Impacto da utilização de luvas anti-vibratórias como EPI's na atividade muscular nos músculos do antebraço em tarefas de preensão manual*), muitos desses estudos são claros quanto à relevância de determinados músculos superficiais do antebraço em detrimento de outros, cuja ativação é pouco significativa em atividades do tipo de preensão manual. Assim, e uma vez que o equipamento ME6000 de sEMG apresenta apenas quatro canais de leitura, foram escolhidos os músculos FDS, FCR, ED e ECU. Esta escolha deve-se ao facto de serem os músculos dominantes no controlo da mão e dedos, para a preensão de objetos. A sua correspondência ao canal do equipamento ME6000 é feita conforme se apresenta na Tabela 3.4.

**Tabela 3.4** - Correspondência entre os vários canais do equipamento ME6000 e os músculos escolhidos

Canal	Músculo
1	<i>Flexor Digitorum Superficialis</i> (FDS)
2	<i>Flexor Carpi Radialis</i> (FCR)
3	<i>Extensor Digitorum</i> (ED)
4	<i>Extensor Carpi Ulnaris</i> (ECU)

### 3.4. Colocação dos elétrodos

Como referido no Capítulo 2, secção 2.2.4 (*Procedimento e estratégias de colocação dos elétrodos*), por Hermens et al. (2000), com o objetivo de diminuir o ruído no SEMG, o projeto SENIAM recomenda que seja seguido um procedimento para a colocação dos elétrodos, constituído por seis etapas. De seguida irão ser caracterizadas cada uma dessas etapas com base nos procedimentos efetuados neste projeto.

#### i. Seleção dos elétrodos

Os elétrodos utilizados neste estudo seguem praticamente todas as exigências recomendadas pelo projeto SENIAM (Tabela 2.3). Das principais características dos elétrodos apenas o tamanho não entra em concordância com o recomendado (Tabela 3.5). A utilização de elétrodos de dimensões superiores ao recomendado é justificada pela necessidade de uma aderência do eletrodo à pele por um período prolongado e durante atividades que requerem movimentos com a utilização do antebraço. Serve então para salvaguardar que a aderência do eletrodo à pele se mantenha inalterável durante todo o registo.

Outra diferença, mas que não é suscetível de interferir com o SEMG, é a utilização de elétrodos de forma retangular. Como foi referido no Capítulo 2, secção 2.2.3 (*Elétrodos de superfície*), apesar de preferencialmente serem utilizados elétrodos de forma circular, não existem evidências que uma diferença na forma do eletrodo tenha influência no SEMG.

**Tabela 3.5** - Características dos elétrodos utilizados no estudo

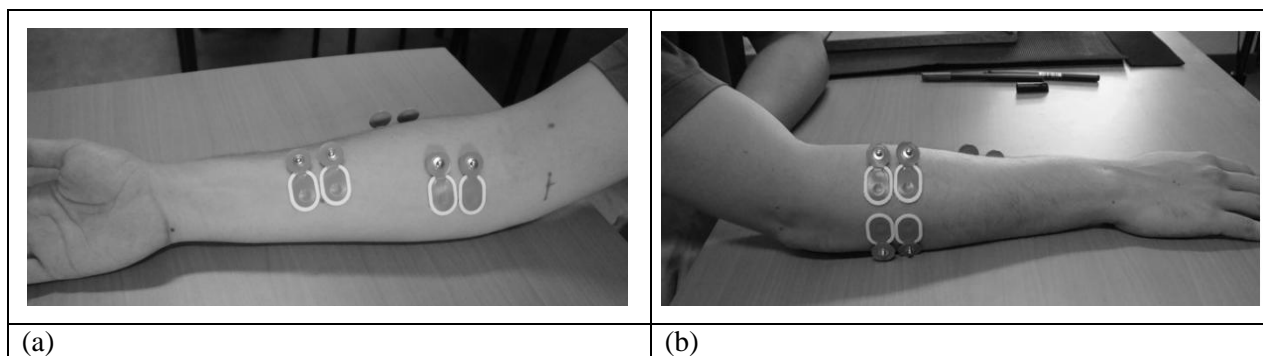
Configuração do eletrodo	Material	Forma/Tamanho (mm)	IED (mm)	Área do sensor (mm <sup>2</sup> )
Bipolar	Ag/AgCl	Retangular com um tamanho de 30x20	20	28

ii. Preparação da pele

A região da pele situada em cima dos músculos alvo foi cuidadosamente preparada. Primeiro, foi passado um algodão com álcool de modo a retirar a sujidade da pele, como poeiras e suor. Depois de a pele secar, foi aplicada tintura de Benjoim, para melhorar a aderência dos elétrodos à pele.

iii. Posição de referência do operador

Para a marcação da localização dos elétrodos e seus pontos auxiliares, em cada músculo alvo, foi pedido aos operadores que se colocassem numa determinada posição de referência. Então, para a marcação dos flexores, FDS e FCR, é pedido ao operador que se sente com as costas bem apoiadas, antebraço apoiado na mesa, com o cotovelo a 90° e palma da mão voltada para cima (Figura 3.3-a). Para a marcação dos extensores, ED e ECU, é mantido o operador na mesma posição referenciada mas com a palma da mão voltada para baixo (Figura 3.3-b).



**Figura 3.3** - Posições de referência do operador para localização dos elétrodos: (a) FDS e FCR; (b) ED e ECU

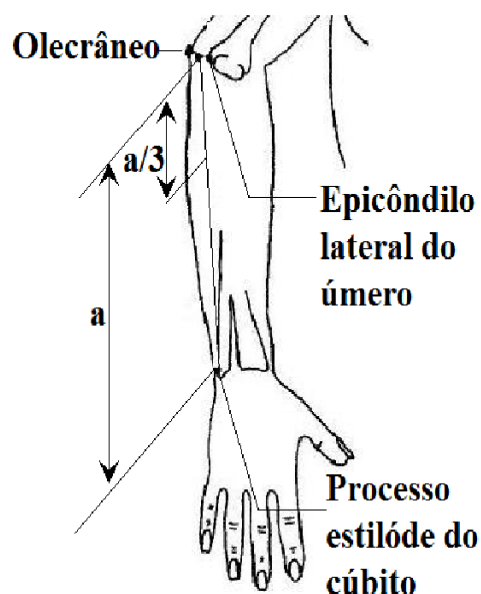
iv. Localização dos elétrodos

A localização do par de elétrodos no músculo FDS foi efetuada de acordo com os procedimentos referidos por Perotto (2005) e Kong (2010), e foram tidas em consideração as recomendações feitas por Delsys (n.d.) no que respeita à posição dos elétrodos neste músculo de modo a evitar a ocorrência de *crosstalk* de músculos adjacentes. Para os músculos ECU e ED, a localização foi feita com base nos procedimentos de Zipp (1982) e por último, a localização do músculo FCR teve também por método os procedimentos referidos por Perotto (2005). A localização de cada músculo alvo é realizada da seguinte forma:

### ***Extensor Carpi Ulnaris (ECU)***

Metodologia de localização dos elétrodos (Figura 3.4):

- 1) Operador sentado; cotovelo a 90°; palma da mão para baixo;
- 2) Marcar o Epicôndilo Lateral do Úmero [ELU];
- 3) Marcar o Olecrânio [Ole];
- 4) Marcar o ponto médio (ELU-Ole = PM);
- 5) Marcar Processo Estilóide do Cúbito [PEC];
- 6) Traçar linha condutora: (PM – PEC)=a;
- 7) Localização dos elétrodos =  $a \cdot 1/3 = X$ .



**Figura 3.4** - Metodologia de localização dos elétrodos no ECU (adaptada de Zipp, 1982)

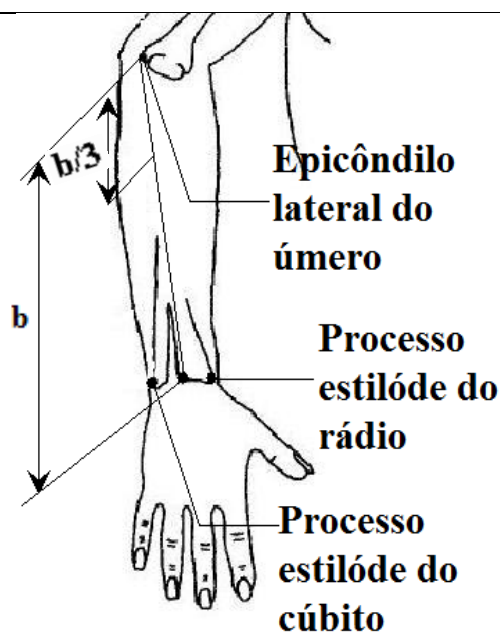
Movimento Provocatório:

Extensão e desvio Cubital do punho (carpo).

### ***Extensor Digitorum (ED)***

Metodologia de localização dos elétrodos (Figura 3.5):

- 1) Operador sentado; cotovelo a 90°; palma da mão para baixo;
- 2) Marcar o Epicôndilo Lateral do Úmero [ELU];
- 3) Marcar Processo Estilóide do Cúbito [PEC];
- 4) Marcar Processo Estilóide do Rádio [PER];
- 5) Marcar o ponto médio (PEC-PER = PM);
- 6) Traçar linha condutora: (ELU – PM) = b;
- 7) Localização dos elétrodos =  $b \cdot 1/3 = X$ .



**Figura 3.5** - Metodologia de localização dos elétrodos no ED (adaptada de Zipp, 1982)

Movimento Provocatório:

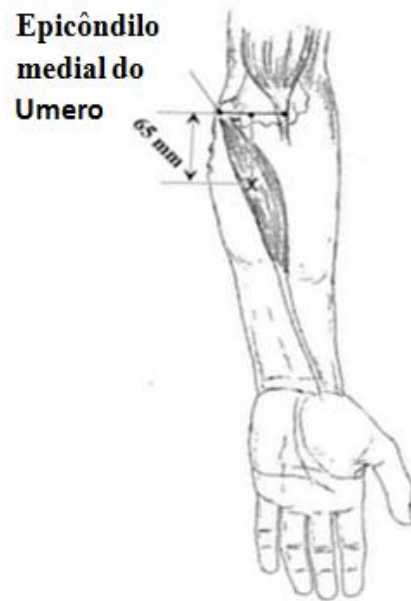
Extensão da articulação metacarpofalângica nos quatro dedos (metacarpo com a 1ª falange dos dedos).



### ***Flexor Carpi Radialis (FCR)***

Metodologia de localização dos elétrodos (Figura 3.6):

- 1) Operador sentado; cotovelo a 90°; palma da mão para cima;
- 2) Marcar o Epicôndilo Medial do Úmero [ME];
- 3) Marcar o tendão do Bicep [BP] (logo abaixo do músculo);
- 4) Marcar o ponto médio entre (ME-BP) = PM, com o braço distendido;
- 5) Medir 65mm abaixo do [PM] = X.



Movimento Provocatório:

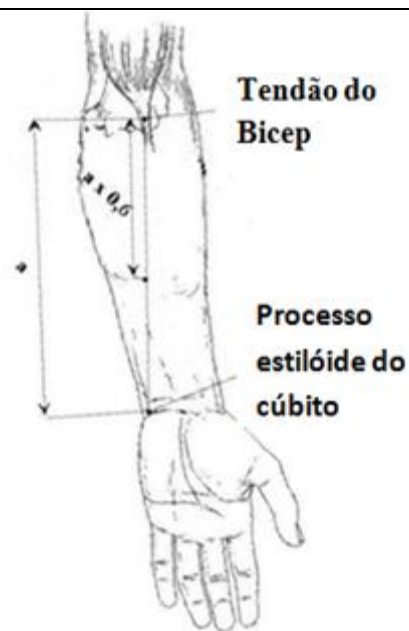
Flexão e desvio radial do punho.

**Figura 3.6** - Metodologia de localização dos elétrodos no FCR (adaptada de Perotto, 2005)

### ***Flexor Digitorum Superficialis (FDS)***

Metodologia de localização dos elétrodos (Figura 3.7):

- 1) Operador sentado; cotovelo a 90°; palma da mão para cima;
- 2) Marcar o Tendão do Bicep [TB];
- 3) Marcar o Processo Estilóide do Cúbito [PEC];
- 4) Traçar linha condutora: (TB-PEC);
- 5) Elétrodo a 60% da linha (TB-PEC) medido a partir do TB.



Movimento Provocatório:

Flexão dos dedos na articulação inter-falângica proximal com a articulação distal em extensão (principal) + flexão articulação metacarpofalângica (com esforço mais intenso);

**Figura 3.7** - Metodologia de localização dos elétrodos no FDS (adaptada de Perotto, 2005)

v. Fixação dos elétrodos na pele

Para uma melhor fixação dos elétrodos à pele, e após a colocação dos elétrodos e respetivos cabos de ligação, foi colocada fita adesiva sobre os elétrodos em regiões de pior aderência e colocada uma manga elástica em toda a região do antebraço de modo a imobilizar toda a montagem. Uma fita elástica foi também colocada na parte inferior da região do bicep de forma a segurar os cabos de ligação e facilitar a articulação do braço.

vi. Teste de ligação

O procedimento de colocação dos elétrodos termina quando a boa recepção do sinal EMG bem como a correta colocação dos canais afetos a cada músculo são confirmados. Para tal, foram efetuados testes provocatórios para cada um dos músculos de modo a verificar se a sua ativação era significativamente maior à dos restantes. Confirmada a associação dos canais a cada músculo, e o bom sinal EMG captado para cada um, pode-se prosseguir com os testes para normalização do SEMG.

### **3.5. Ensaios para normalização do SEMG**

Para ser possível comparar os resultados obtidos das diferentes tarefas, executadas pelo mesmo operador, e os resultados da mesma tarefa executada por diferentes operadores, foi normalizado o sinal EMG utilizando ensaios de contração voluntária sub-máxima (teste RVE) e ensaios de contração voluntária máxima (teste MVE). Ambos os procedimentos de normalização foram realizados para cada músculo alvo, utilizando a mão dominante.

i. Ensaios de contração voluntária sub-máxima

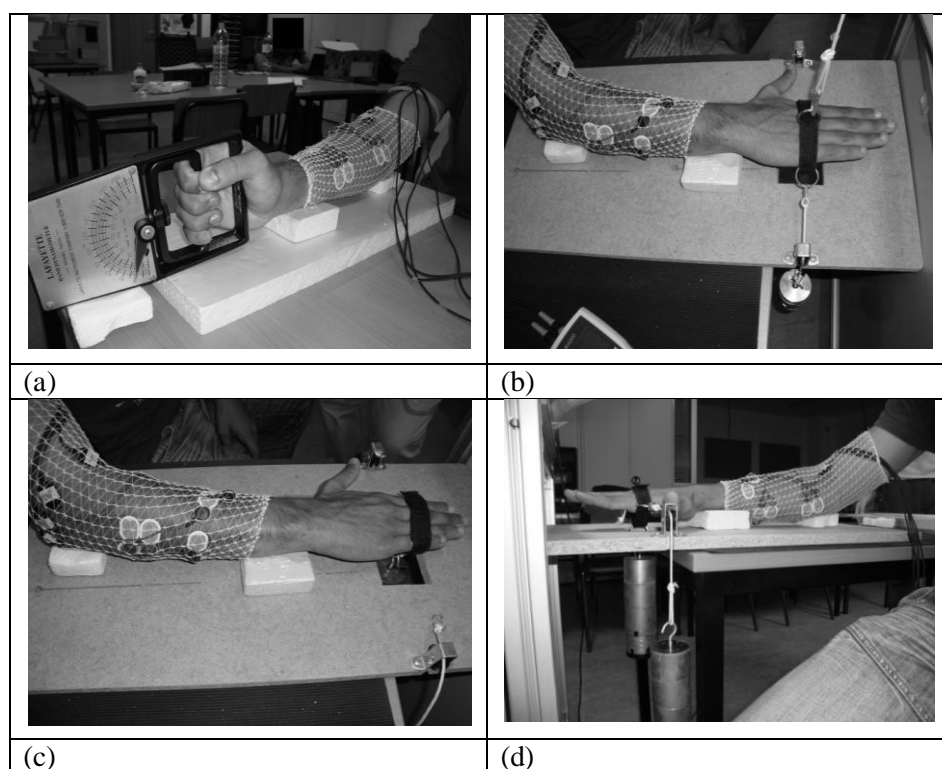
Os testes de contração isométrica sub-máxima (RVE) foram realizados com o objetivo de avaliar o sinal EMG nos diferentes músculos, sendo aplicada uma força constante. Os testes foram aplicados com os operadores sentados numa cadeira ajustada à sua altura, com o antebraço apoiado ao nível do punho e olecrâneo em dois apoios de esferovite, sobre uma mesa, e com o cotovelo fletido a 90°. Para os testes protocolares sub-máximos dos músculos FCU, ED e EDS, os apoios de esferovite foram colocados numa plataforma de madeira concebida para o efeito, e foi pedido aos operadores para manterem a palma da mão voltada para baixo, estendida e alinhada com a direção do antebraço, durante a aplicação de uma carga constante. Para o músculo FDS os apoios de esferovite foram colocados na região do olecrâneo e do processo estilóide do cúbito, com ½ de pronação do antebraço, com a face cubital apoiada.

Cada operador realizou quatro testes protocolares, realizando três ensaios para cada um deles. O tempo de sustentação de cada ensaio foi de 15 segundos com um tempo de recuperação de 15 segundos, sendo o protocolo descrito na Tabela 3.6.

**Tabela 3.6** - Descrição dos testes protocolares para contrações isométricas sub-máxima

Músculo alvo	Protocolo
<i>Flexor digitorum superficialis</i> (FDS)	<i>Hand Grip</i> aplicando uma força constante de 10 Kg
<i>Flexor carpi radialis</i> (FCR)	Pesos de 2,5 Kg a exercerem duas forças: vertical para cima e desvio exterior, aplicadas na articulação metacarpofalângica
<i>Extensor digitorum</i> (ED)	Peso de 2,5 Kg a exercer uma força vertical para baixo, aplicada na articulação inter-falângica proximal
<i>Extensor carpi ulnaris</i> (ECU)	Pesos de 2,5 Kg a exercerem duas forças: vertical para baixo e desvio interior, aplicadas na articulação metacarpofalângica

Recolhidos os dados dos testes para a normalização do sinal EMG, relativo a contrações isométricas sub-máxima, foi calculada a média desses três ensaios e usada como valor de normalização de referência para o RVE. Na Figura 3.8 é possível visualizar os testes sub-máximos aplicados, descritos na Tabela 3.6.



**Figura 3.8** - Os quatro protocolos RVE: (a) *Hand grip* com força constante de 10 Kg; (b) Duas forças constantes de 25 N: vertical para cima e desvio exterior, aplicadas na articulação metacarpofalângica; (c) Uma força de 25 N a exercida na vertical para baixo, aplicada na articulação inter-falângica proximal; (d) Duas forças de 25 N: vertical para baixo e desvio interior, aplicadas na articulação metacarpofalângica

ii. Ensaaios de contração voluntária máxima

Os testes de contração isométrica máxima (MVE) foram realizados com o objetivo de avaliar o sinal EMG nos diferentes músculos, aplicando a força máxima do operador. Como já tinha sido descrito para os testes sub-máximos, os operadores foram sentados numa cadeira ajustada à sua altura, com o antebraço apoiado ao nível do punho e olecrâneo em dois apoios de esferovite, sobre uma mesa, com o cotovelo fletido a 90° e com a palma da mão voltada para baixo. Para os músculos FCR, ED e ECU foi utilizado o *Manual Muscle Tester System* (MMT)<sup>1</sup> para registar os valores máximos registados ao ativar cada um desses músculos. Para o FDS foi utilizado o *Hand Dynamometer*<sup>2</sup>, com o objetivo de registar a força máxima de preensão de cada operador.

Foram realizados quatro testes protocolares, realizando três ensaios para cada um deles. Para a duração de cada ensaio foi seguido o modelo proposto por Cadwell (Kroemer e Marras, 1990), solicitando ao operador que elevasse a sua força ao máximo durante 2 segundos e mantivesse nos 3 segundos seguintes. O tempo de recuperação aplicado foi de 30 segundos entre ensaios e 2 minutos entre protocolos, como descrito na Tabela 3.7.

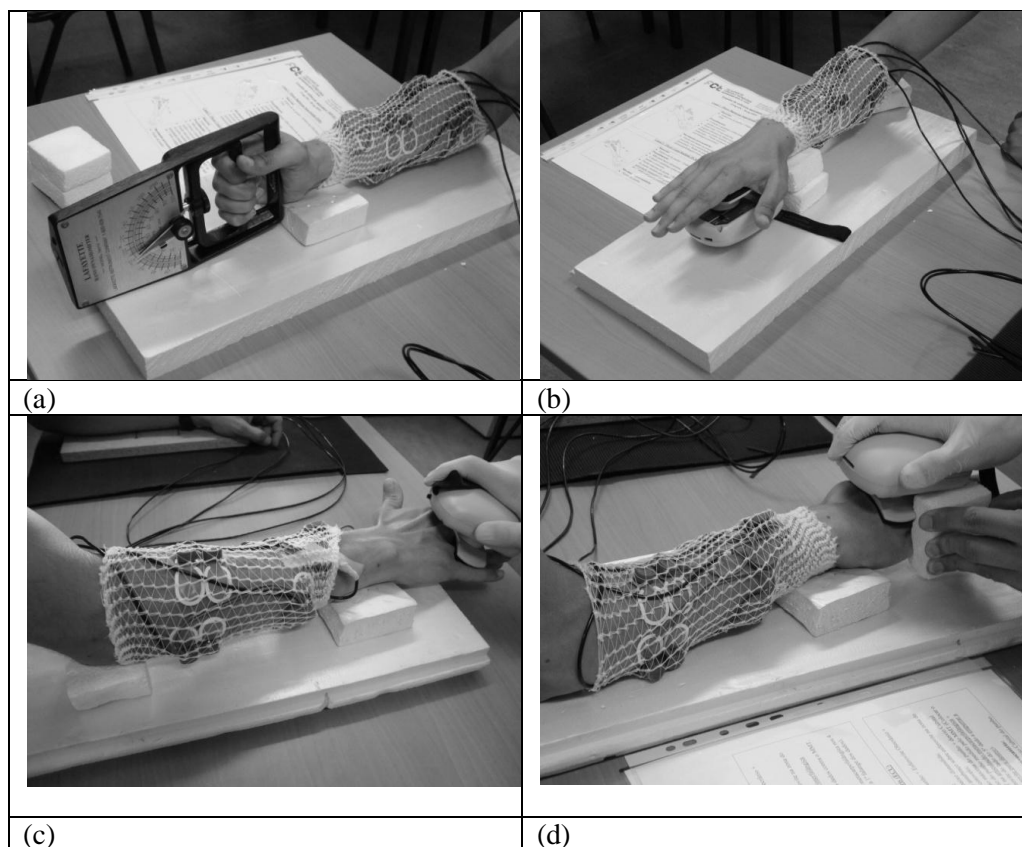
**Tabela 3.7** - Descrição dos testes protocolares para contrações isométricas máximas

Músculo alvo	Protocolo
<i>Flexor digitorum superficialis</i> (FDS)	<i>Hand Grip</i> aplicando uma força máxima
<i>Flexor carpi radialis</i> (FCR)	Flexão máxima do punho, com o MMT colocado por baixo dos dedos, na articulação metacarpofalângica
<i>Extensor digitorum</i> (ED)	Extensão máxima dos dedos, com o MMT colocado sobre os dedos, na articulação inter-falângica proximal
<i>Extensor carpi ulnaris</i> (ECU)	Extensão e desvio cubital máximo, com o MMT colocado sobre os dedos, na articulação metacarpofalângica, e uma placa de esferovite empurrada no sentido cubital

Recolhidos todos os dados dos testes, para a normalização do sinal EMG, relativos a contrações isométricas voluntárias máximas, foi escolhido o maior valor registado em cada um dos músculos como o valor MVE de referência. Para uma melhor compreensão dos procedimentos adotados em cada teste, na Figura 3.9 estão ilustrados cada um dos ensaios realizados.

<sup>1</sup> O MMT, é um dispositivo ergonómico de mão que serve para quantificar a força muscular.

<sup>2</sup> O *Hand Dynamometer*, é um dispositivo que serve para quantificar a força isométrica máxima da mão e dos músculos do antebraço



**Figura 3.9** - Os quatro protocolos MVE: (a) Força *hand grip* máxima; (b) Flexão máxima do punho, com o MMT colocado por baixo dos dedos, na articulação metacarpofalângica; (c) Extensão máxima dos dedos, com o MMT colocado sobre os dedos, na articulação inter-falângica proximal; (d) Extensão e desvio cubital máximo, com o MMT colocado sobre os dedos, na articulação metacarpofalângica, e uma placa de esferovite empurrada no sentido cubital

### 3.6. Protocolo de ensaios

O objetivo deste estudo é de analisar o esforço muscular sentido no antebraço aquando da execução de tarefas de preensão manual, utilizando ferramentas industriais vibratórias, e analisar se existe impacto no esforço muscular quando se utilizam luvas anti-vibratórias. Para tal, foram recriadas, em ambiente laboratorial controlado, duas tarefas manuais com ferramentas profissionais de corte, a *multicutter* e a *reciprocating saw*.

Todos os operadores (n=40) executaram os protocolos para normalização do sinal EMG (RVE e MVE), explicados na secção 3.5 (*Ensaaios para normalização do SEMG*), bem como os protocolos que serão explicados de seguida para as tarefas utilizando a *multicutter* e a *reciprocating saw*.

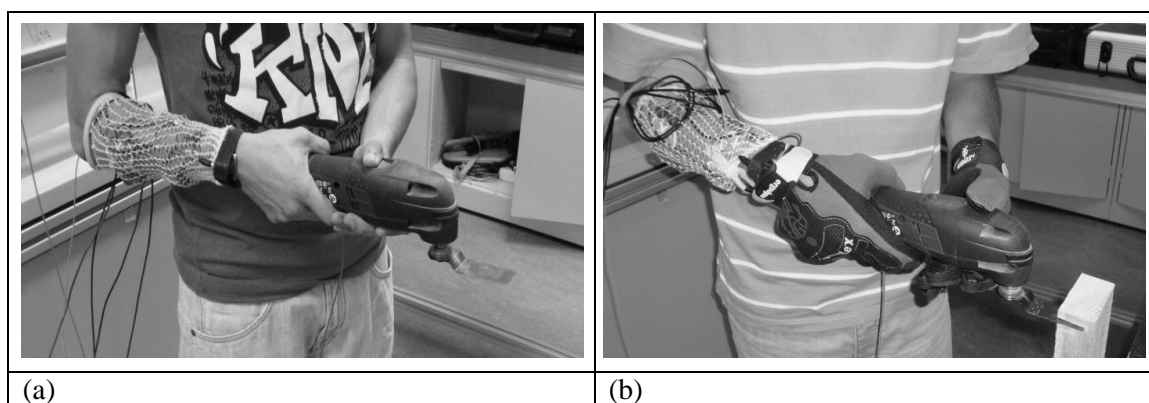
#### 3.6.1. Ensaaios com a *multicutter*

Na execução da tarefa utilizando a *multicutter* seguiram-se os seguintes procedimentos:

- 1) Colocação do operador na posição de referência: operador de pé, junto à bancada de corte, com o cotovelo a 90° sustentando a ferramenta;

- 2) Medição do SEMG sem luvas, com a ferramenta OFF e em posição de corte, sem contacto com a madeira (Três ensaios de 10 segundos) (Figura 3.10-a);
- 3) Medição do SEMG sem luvas, com a ferramenta ON e em posição de corte, sem contacto com a madeira (Três ensaios 20 segundos);
- 4) Medição do SEMG sem luvas, com a ferramenta ON, executando cortes horizontais no bloco de madeira (Três ensaios de 20 segundos) (Figura 3.10-b);
- 5) Repetir o procedimento 4) para cada uma das quatro luvas anti-vibratórias.

Antes da realização da tarefa o operador foi instruído para o modo como deveria pegar na pega da ferramenta e realizar os ensaios, nomeadamente no que diz respeito ao corte. A preensão da ferramenta deveria ser efetuada de um modo descontraído e leve; o corte deveria ser horizontal, mantendo o ângulo do cotovelo a 90°, mantendo uma velocidade de corte constante; os movimentos deveriam ser repetitivos, sem prender ou retirar a serra do bloco de madeira durante o tempo de medição.



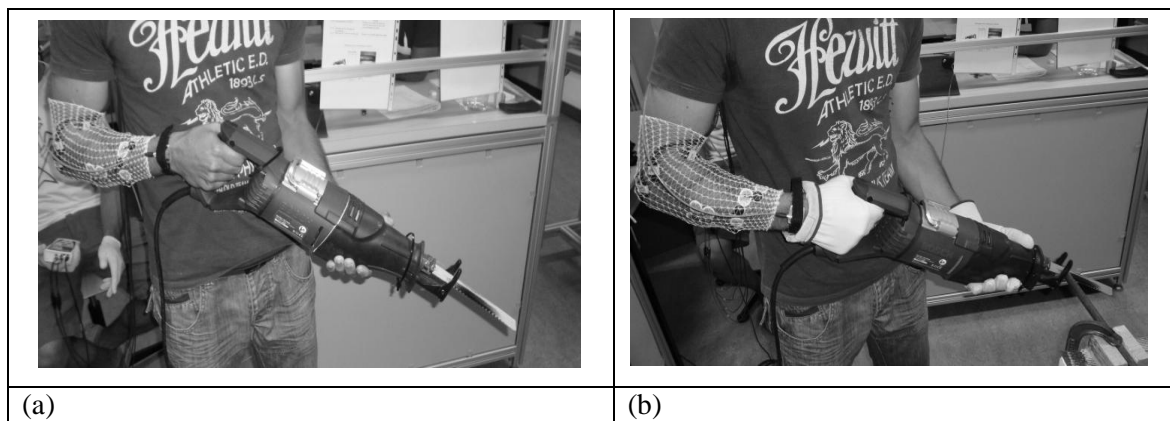
**Figura 3.10** - Medição do SEMG utilizando a *multicutter*: (a) Medição do SEMG sem luvas, com a ferramenta ON e em posição de corte, sem contacto com a madeira; (b) Medição do SEMG com as luvas do tipo 3, com a ferramenta ON, executando cortes horizontais no bloco de madeira

### 3.6.2. Ensaios com a *reciprocating saw*

De um modo semelhante, na execução da tarefa utilizando a *reciprocating saw* seguiram-se os seguintes procedimentos:

- 1) Colocação do operador na posição de referência: operador de pé, junto à bancada de corte, com o cotovelo a 90° sustendo a ferramenta;
- 2) Medição do SEMG sem luvas, com a ferramenta OFF e em posição de corte, sem contacto com a barra de ferro (Três ensaios de 10 segundos) (Figura 3.11-a);
- 3) Medição do SEMG sem luvas, com a ferramenta ON e em posição de corte, sem contacto com a barra de ferro (Três ensaios 20 segundos);
- 4) Medição do SEMG sem luvas, com a ferramenta ON, executando cortes verticais na barra de ferro (Três ensaios de 20 segundos) (Figura 3.11-b);
- 5) Repetir o procedimento 4) para cada uma das quatro luvas anti-vibratórias.

Também para estes ensaios os operadores receberam instruções e recomendações para um melhor desempenho durante a atividade. Foi recomendada que a apreensão da ferramenta fosse efetuada de forma descontraída e leve; o corte deveria ser vertical, mantendo o ângulo do cotovelo a 90°, mantendo uma velocidade de corte constante; os movimentos deveriam ser repetitivos, sem prender ou retirar a serra da barra metálica durante o tempo de medição.



**Figura 3.11** - Medição do SEMG utilizando a *reciprocating saw*: (a) Medição do SEMG sem luvas, com a ferramenta ON e em posição de corte, sem contacto com o metal; (b) Medição do SEMG com as luvas do tipo 1, com a ferramenta ON, executando cortes verticais na barra de metal

### 3.7. Registo e tratamento do SEMG

O registo de todos os dados recolhidos foi efetuado na forma bipolar (raw) com uma frequência de 1.000 amostras/segundo. Posteriormente foram calculados os valores médios RMS (*Root Mean Square*) para um intervalo de tempo de 0,1 segundos.

O sinal EMG obtido nos testes de normalização e nos ensaios em contexto simulado de trabalho foi tratado de igual modo.

### 3.8. Tratamento estatístico dos dados

Os dados obtidos neste estudo foram tratados estatisticamente de modo a analisar a correlação entre as várias variáveis definidas. Assim, foi utilizado o *software* SPSS, versão 20 para o *Windows*, aplicando o teste estatístico não paramétrico *Wilcoxon Signed-Rank*, pois era aquele que melhor se adequava aos objetivos do estudo.

Todas as experiências pretendem examinar certo tipo de variáveis. Uma variável não é apenas algo que conseguimos medir mas também algo que podemos manipular e por vezes controlar. Para compreendermos as características das variáveis e como utilizar-las numa investigação, é necessário identificar o tipo de variáveis presentes na investigação experimental, quais as variáveis dependentes e quais as independentes. Uma variável independente, muitas vezes chamada de variável experimental ou de previsão, é uma variável que é manipulada em ensaios experimentais com o objetivo de observar o efeito sobre uma variável

dependente, também chamada de variável de resultado. Uma vez que é possível manipular as variáveis independentes, a investigação experimental tem a vantagem de permitir ao investigador identificar uma causa e efeito entre as variáveis.

O teste *Wilcoxon Signed-Rank* permite comparar se duas amostras dependentes, respeitantes à mesma variável, são ou não estatisticamente diferentes, ou seja, compara qualquer mudança significativa nos valores registados, para um mesmo operador, quando este é submetido a mais de uma condição, em contexto controlado de trabalho.

Assim, neste estudo, quarenta operadores completaram vários ensaios, submetidos a mais do que uma condição, com o objetivo de avaliar de que modo essas condições afetam o SEMG e consequentemente a força exercida pelo operador. Foram executadas duas tarefas de corte, com duas ferramentas profissionais distintas, e para cada uma delas cada operador executou a operação sem luvas e com quatro tipos diferentes de luvas anti-vibratórias. Neste caso, a variável dependente é o SEMG registado e as variáveis independentes, que são aquelas que podemos manipular com o fim de comparar os seus impactos, são as seguintes:

- Peso de cada ferramenta, controlada através de ensaios com o operador sustentando apenas o peso das ferramentas;
- Vibração de cada ferramenta, controlada através de ensaios em posição de corte com a ferramenta ON;
- Utilização de quatro luvas anti-vibratórias, controlada nos ensaios em corte, sem luvas e com quatro tipos diferentes de luvas-anti-vibratórias.

Assim, para um nível de confiança de 95%, irá ser analisado de que maneira as variáveis independentes resultam numa mudança na variável dependente e também se existe, ou não, alguma relação entre as variáveis independentes.



## Capítulo 4

---

### Resultados

#### 4. Resultados

Foram divididos os resultados desta dissertação em grupos de modo a podermos detalhar melhor cada um deles. Primeiramente serão apresentados os resultados dos ensaios efetuados para normalização do SEMG e de seguida, serão apresentados grupos de resultados registados em contexto simulado de trabalho que vão permitir responder às questões definidas nos objetivos inicialmente enunciados.

Para uma melhor leitura e interpretação dos resultados obtidos por parte do leitor foram definidas variáveis para cada ensaio realizado em contexto simulado de trabalho (Tabela 4.1).

**Tabela 4.1** - Definição das variáveis correspondentes aos ensaios realizados em contexto simulado de trabalho

Ensaio em vazio			Ensaio em corte				
Sem luvas, ferram.OFF	Sem luvas, ferram.ON		Sem Luvas	Luvas anti- vibratórias Tipo 1	Luvas anti- vibratórias Tipo 2	Luvas anti- vibratórias Tipo 3	Luvas anti- vibratórias Tipo 4
Variável	1	2	3	4	5	6	7

##### 4.1. Normalização dos dados

Como foi referido no Capítulo 2, secção 2.3. (*Normalização dos dados*), para se poder comparar o sinal EMG gerado pelos diferentes operadores, e para cada operador efetuando diferentes tarefas, é necessário normalizar o SEMG registado. Foram utilizados ensaios de esforço sub-máximo e máximo, descritos no Capítulo 3, secção 3.5 (*Ensaio para normalização do SEMG*), para normalizar o SEMG e os resultados para cada um deles apresentam-se de seguida.

#### 4.1.1. Ensaio de esforço sub-máximo (RVE)

Para cada um dos músculos foi calculada a média do SEMG (n=40), registado nos quatro testes protocolares elaborados para cada um dos músculos em estudo (Tabela 4.2).

**Tabela 4.2** - Resultados dos ensaios de esforço sub-máximo em termos do valor médio de RVE ( $\mu V$ )

Protocolo	RVE ( $\mu V$ )			
	FDS Média (min-máx)	FCR Média (min-máx)	ED Média (min-máx)	ECU Média (min-máx)
<i>Hand Grip</i> - força constante de 10 Kg	<b>137</b> (40-452)	38 (13-108)	80 (30-193)	129 (16-349)
Força constante de flexão e desvio radial do punho	77 (33-168)	<b>105</b> (42-259)	92 (31-337)	39 (14-105)
Força constante de extensão dos dedos	28 (9-86)	34 (8-109)	<b>234</b> (127-491)	149 (67-250)
Força constante de extensão e desvio cubital do punho	19 (7-55)	21 (6-84)	140 (62-428)	<b>182</b> (87-332)

Dos resultados da Tabela 4.1 confirmamos que os protocolos usados para normalizar os dados através do esforço sub-máximo, para cada um dos músculos, foram consistentes com o pretendido. Em cada um dos testes protocolares verifica-se que a média do SEMG registado é superior no músculo pretendido.

#### 4.1.2. Ensaio de esforço máximo (MVE)

Os testes de esforço máximo foram realizados com equipamentos próprios para o efeito, registando-se o valor máximo lido em cada equipamento (Tabela 4.3) ao mesmo tempo que o SEMG era registado.

**Tabela 4.3** - Resultados em termos do valor médio de MVC (Kg)

Protocolo	MVC (Kg)
	Média (min-máx)
<i>Hand Grip</i> máximo	42 (21-67)
Força máxima de flexão e desvio radial do punho	13 (7-19)
Força máxima de extensão dos dedos	10 (7-17)
Força máxima de extensão e desvio cubital do punho	16 (10-22)

Tal como nos testes sub-máximos, também nos testes protocolares máximos foi calculada a média do SEMG para cada um dos músculos, em cada um dos protocolos elaborados, para os quarenta operadores (Tabela 4.4).

**Tabela 4.4** - Resultados dos ensaios de esforço máximo em termos do valor médio de MVE ( $\mu\text{V}$ )

Protocolo	MVE ( $\mu\text{V}$ )			
	FDS Média (min-máx)	FCR Média (min-máx)	ED Média (min-máx)	ECU Média (min-máx)
<i>Hand Grip</i> máximo	<b>526</b> (98-1560)	186 (64-478)	283 (83-715)	396 (172-785)
Força máxima de flexão e desvio radial do punho	261 (77-623)	<b>571</b> (190-1470)	183 (59-373)	192 (20-488)
Força máxima de extensão dos dedos	62 (17-204)	130 (38-363)	<b>638</b> (296-1113)	439 (135-699)
Força máxima de extensão e desvio cubital do punho	52 (5-117)	58 (25-195)	421 (234-767)	<b>471</b> (142-827)

Ao analisarmos os dados da Tabela 4.4 verificamos que a média do SEMG, em cada protocolo, foi superior em cada um dos músculos pretendidos, o que mostra que os testes para aferir o valor máximo do SEMG, em cada músculo, foram consistentes com o pretendido.

De salientar que o valor máximo de referência usado para cada um dos músculos, no cálculo do MVE, foi o maior valor do SEMG registado, independentemente do teste protocolar máximo em que foi registado.

## 4.2. Variabilidade do sinal EMG

A variabilidade, ou coeficiente de variação, é uma medida de dispersão estatística muito útil pois permite quantificar a precisão de métodos experimentais. Para o seu cálculo bastou dividir o desvio padrão pelo respetivo valor médio do SEMG e multiplicar por 100, conforme Fórmula 4.1, e obteve-se o desvio padrão expresso em percentagem da média. Foi estudado este indicador estatístico separadamente para cada ferramenta.

$$CV = \frac{\sigma_{\mu V}}{\mu_{\mu V}} \times 100 \quad (\text{Fórmula 4.1})$$

### 4.2.1. Ensaio com a *multicutter*

O coeficiente de variação do sinal EMG foi calculado para cada medição utilizando a *multicutter* e no final foi calculada a média para os quarenta operadores (Tabela 4.5).

**Tabela 4.5** - Coeficiente de variação (CV) do sinal EMG ( $\mu V$ ) medido para os quatro músculos do antebraço do operador (n=40), utilizando a *multicutter*

	CV (%)			
	FDS Média (min-máx)	FCR Média (min-máx)	ED Média (min-máx)	ECU Média (min-máx)
<i>Ensaio em vazio</i>				
1 Sem luvas, ferramenta OFF	19,0 (7,5-66,7)	15,9 (6,3-30,0)	19,5 (6,7-61,5)	20,0 (8,3-66,7)
2 Sem luvas, ferramenta ON	19,6 (6,7-42,9)	17,7 (7,1-41,4)	21,1 (9,7-47,1)	24,4 (9,5-68,8)
<i>Ensaio em corte</i>				
3 Sem luvas	22,2 (14,9-46,2)	23,6 (12,5-47,3)	22,3 (14,4-34,7)	20,9 (11,1-36,7)
4 Luvas do tipo 1	19,4 (12,5-33,3)	20,8 (12,9-35,3)	21,7 (13,9-37,7)	23,6 (12,8-47,4)
5 Luvas do tipo 2	20,1 (15,8-30,9)	21,3 (12,9-36,4)	21,9 (14,3-35,0)	22,4 (12,7-40,4)
6 Luvas do tipo 3	20,0 (14,3-34,3)	21,1 (11,1-40,6)	22,8 (14,1-40,0)	22,9 (11,7-44,9)
7 Luvas do tipo 4	20,2 (15,0-32,6)	21,0 (12,1-40,7)	22,2 (15-44,4)	22,4 (12,8-38,2)

Dos resultados obtidos utilizando a *multicutter* verifica-se que, de um modo geral, todos os CV se situam perto dos 21%, isto é, em média, os desvios relativamente à média atingem 21% do valor da mesma, o que nos indica que o conjunto de dados registados é razoavelmente homogéneo.

**Tabela 4.6** - Valores de *p-level* quando se comparam os CV para cada músculo, utilizando a *multicutter*

		CV (%)						
		Ensaio em vazio		Ensaio em corte				
		1 Sem luvas, ferram. OFF	2 Sem luvas, ferram. ON	3 Sem luvas	4 Luvas tipo 1	5 Luvas tipo 2	6 Luvas tipo 3	7 Luvas tipo 4
<b>FDS</b>								
Ensaio em vazio	1 Sem luvas, Ferram. OFF	-	0,602	0,013 <sup>(*)</sup>	0,365	0,102	0,113	0,073
	2 Sem luvas, Ferram. ON	-	-	0,037 <sup>(*)</sup>	0,989	0,413	0,577	0,305
Ensaio em corte	3 Sem luvas	-	-	-	0,000 <sup>(**)</sup>	0,048 <sup>(*)</sup>	0,025 <sup>(*)</sup>	0,042 <sup>(*)</sup>
	4 Luvas tipo 1	-	-	-	-	0,098	0,320	0,082
	5 Luvas tipo 2	-	-	-	-	-	0,925	0,552
	6 Luvas tipo 3	-	-	-	-	-	-	0,886
	7 Luvas tipo 4	-	-	-	-	-	-	-
<b>FCR</b>								
Ensaio em vazio	1 Sem luvas, Ferram. OFF	-	0,198	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
	2 Sem luvas, Ferram. ON	-	-	0,000 <sup>(**)</sup>	0,004 <sup>(**)</sup>	0,001 <sup>(**)</sup>	0,003 <sup>(**)</sup>	0,004 <sup>(**)</sup>
Ensaio em corte	3 Sem luvas	-	-	-	0,006 <sup>(**)</sup>	0,072	0,011 <sup>(*)</sup>	0,005 <sup>(**)</sup>
	4 Luvas tipo 1	-	-	-	-	0,494	0,518	0,640
	5 Luvas tipo 2	-	-	-	-	-	0,523	0,840
	6 Luvas tipo 3	-	-	-	-	-	-	0,816
	7 Luvas tipo 4	-	-	-	-	-	-	-
<b>ED</b>								
Ensaio em vazio	1 Sem luvas, Ferram. OFF	-	0,285	0,022 <sup>(*)</sup>	0,033 <sup>(*)</sup>	0,034 <sup>(*)</sup>	0,057	0,035 <sup>(*)</sup>
	2 Sem luvas, Ferram. ON	-	-	0,313	0,273	0,412	0,091	0,190
Ensaio em corte	3 Sem luvas	-	-	-	0,586	0,485	0,900	0,468
	4 Luvas tipo 1	-	-	-	-	0,830	0,572	0,819
	5 Luvas tipo 2	-	-	-	-	-	0,533	0,652
	6 Luvas tipo 3	-	-	-	-	-	-	0,948
	7 Luvas tipo 4	-	-	-	-	-	-	-
<b>ECU</b>								
Ensaio em vazio	1 Sem luvas, Ferram. OFF	-	0,081	0,158	0,076	0,057	0,088	0,037 <sup>(*)</sup>
	2 Sem luvas, Ferram. ON	-	-	0,386	0,510	0,909	0,748	0,767
Ensaio em corte	3 Sem luvas	-	-	-	0,101	0,217	0,155	0,162
	4 Luvas tipo 1	-	-	-	-	0,250	0,759	0,405
	5 Luvas tipo 2	-	-	-	-	-	0,738	0,823
	6 Luvas tipo 3	-	-	-	-	-	-	0,620
	7 Luvas tipo 4	-	-	-	-	-	-	-

(\*) Diferenças significativas com um nível de confiança de 95% (*p-level*<0,05)(\*\*) Diferenças significativas com um nível de confiança de 99% (*p-level*<0,01)

Verificada a homogeneidade do SEMG medido nos diferentes ensaios é interessante verificar de que modo a dispersão das medições, relativamente à média, é afetada de variável para variável. Assim, foram inseridos no SPSS, versão 20 para o *Windows*, separadamente para cada músculo, cada uma das variáveis (1 a 7) relativas aos quarenta operadores, e através do teste não paramétrico *Wilcoxon Signed Ranks* determinou-se os valores de *p-level* a partir dos valores determinados para a CV (Tabela 4.6).

Dos valores de *p-level* obtidos, e considerando um nível de confiança de 95% ( $p\text{-level} < 0,05$ ), podemos retirar as seguintes conclusões para os respetivos músculos:

- No músculo FDS existe um aumento da variabilidade ( $\approx 16\%$  CV) quando o ensaio se realizou em corte e sem luvas (variável 3), comparativamente com o ensaio em vazio, sem luvas e com a ferramenta OFF (variável 1). No ensaio em corte e sem luvas (variável 3), também se verificou um aumento na variabilidade ( $\approx 13\%$  CV) comparativamente com o ensaio em vazio, sem luvas e com a ferramenta ON (variável 2). Por último, verifica-se uma redução da variabilidade ( $\approx 10\%$  CV) nos ensaios utilizando qualquer tipo de luvas anti-vibratórias (variáveis 4, 5, 6 e 7) comparativamente com o ensaio em corte e sem luvas (variável 3);
- No músculo FCR temos um aumento da variabilidade para qualquer um dos ensaios em corte (variáveis 3, 4, 5, 6 e 7) comparativamente com ambos os ensaios em vazio, sem cortar o material (variáveis 1 e 2). Tal como no músculo FDS houve uma redução da variabilidade nos ensaios em corte com os quatro pares de luvas anti-vibratórias ( $\approx 10\%$  CV), comparativamente com o ensaio em corte sem luvas (variável 3);
- No músculo ED verifica-se um aumento significativo da variabilidade ( $\approx 6\%$  CV) em praticamente todos os ensaios em corte (variáveis 3, 4, 5 e 7) relativamente ao ensaio em vazio, sem luvas e com a ferramenta OFF (variável 1);
- No músculo ECU apenas se verificou uma variação significativa na variabilidade das medições no ensaio em corte com as luvas do tipo 4 (variável 7), comparativamente com o ensaio em vazio, sem luvas e com a ferramenta OFF (variável 1).

Resumidamente, para os quatro músculos, de salientar não existirem diferenças significativas entre os valores dos CV nos ensaios sem cortar o material (em vazio), com a ferramenta em funcionamento (ON) e desligada (OFF). Em ambos os extensores, não se verificam diferenças significativas nas operações com a ferramenta em funcionamento (ON) e a cortar o material, relativamente à operação com a ferramenta ON e sem cortar o material. Conclui-se, então, que as operações de corte, com e sem a utilização de luvas anti-vibratórias, não introduziram variabilidade significativa no SEMG. Já nos flexores, nos ensaios a cortar o material, existe um aumento significativo da variabilidade no ensaio sem luvas, comparativamente com os ensaios com luvas anti-vibratórias ( $p < 0,05$ ).

#### 4.2.2. Ensaios com a *reciprocating saw*

Seguiu-se o mesmo procedimento, descrito anteriormente, para a ferramenta *reciprocating saw*. Foi calculado o coeficiente de variação do sinal EMG para cada medição e no final foi calculada a média para os quarenta operadores (Tabela 4.7).

**Tabela 4.7** - Coeficiente de variação (CV) do sinal EMG ( $\mu\text{V}$ ) medido para os quatro músculos do antebraço do operador ( $n=40$ ), utilizando a *reciprocating saw*

	CV (%)			
	FDS Média (min-máx)	FCR Média (min-máx)	ED Média (min-máx)	ECU Média (min-máx)
<i>Ensaios em vazio</i>				
1 Sem luvas, ferramenta OFF	19,0 (5,1-62,5)	19,7 (8,7-50,0)	19,7 (5,0-78,6)	18,1 (4,0-47,6)
2 Sem luvas, ferramenta ON	22,5 (13,6-54,8)	24,9 (10,5-64,9)	25,3 (14,1-60,3)	26,6 (10,6-65,0)
<i>Ensaios em corte</i>				
3 Sem luvas	21,7 (15,3-31,6)	22,7 (14,4-40,4)	22,0 (6,4-41,7)	19,9 (13,5-38,0)
4 Luvas do tipo 1	24,3 (16,5-36,4)	24,0 (14,5-60,6)	24,1 (11,7-46,6)	22,1 (12,7-46,3)
5 Luvas do tipo 2	22,7 (10,2-37,1)	24,5 (15,6-57,3)	26,4 (12,0-49,7)	22,4 (13,6-48,1)
6 Luvas do tipo 3	23,1 (15,0-31,1)	22,7 (13,5-32,9)	25,3 (11,8-44,4)	22,1 (13,2-42,0)
7 Luvas do tipo 4	24,0 (15,3-33,5)	22,9 (13,9-39,6)	28,4 (10,6-59,1)	25,1 (13,4-51,4)

Pela informação da Tabela 4.7, verificamos que os CV se encontram, na sua generalidade, a rondar os 23% pelo que podemos considerar o conjunto de dados razoavelmente homogéneo.

Para poder comparar o efeito das sete variáveis na dispersão dos dados registados foram igualmente inseridos no SPSS, versão 20 para o *Windows*, separadamente para cada músculo, cada uma das variáveis (1 a 7) relativa aos quarenta operadores, e através do teste não paramétrico *Wilcoxon Signed Ranks* determinou-se os valores de *p-level* (Tabela 4.8).



**Tabela 4.8** - Valores de *p-level* quando se comparam os CV para cada músculo, utilizando a reciprocating saw

		CV (%)						
		Ensaio em vazio		Ensaio em corte				
		1 Sem luvas, ferram. OFF	2 Sem luvas, ferram. ON	3 Sem luvas	4 Luvas tipo 1	5 Luvas tipo 2	6 Luvas tipo 3	7 Luvas tipo 4
<b>FDS</b>								
Ensaio em vazio	1 Sem luvas, Ferram. OFF	-	0,026 <sup>(*)</sup>	0,008 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,005 <sup>(**)</sup>	0,002 <sup>(**)</sup>	0,001 <sup>(**)</sup>
	2 Sem luvas, Ferram. ON	-	-	0,753	0,033 <sup>(*)</sup>	0,197	0,300	0,011 <sup>(*)</sup>
Ensaio em corte	3 Sem luvas	-	-	-	0,016 <sup>(*)</sup>	0,212	0,214	0,013 <sup>(*)</sup>
	4 Luvas tipo 1	-	-	-	-	0,082	0,329	0,856
	5 Luvas tipo 2	-	-	-	-	-	0,681	0,081
	6 Luvas tipo 3	-	-	-	-	-	-	0,557
	7 Luvas tipo 4	-	-	-	-	-	-	-
<b>FCR</b>								
Ensaio em vazio	1 Sem luvas, Ferram. OFF	-	0,033 <sup>(*)</sup>	0,077	0,033 <sup>(*)</sup>	0,009 <sup>(**)</sup>	0,018 <sup>(*)</sup>	0,021
	2 Sem luvas, Ferram. ON	-	-	0,602	0,695	0,541	0,800	0,766
Ensaio em corte	3 Sem luvas	-	-	-	0,706	0,329	0,908	0,602
	4 Luvas tipo 1	-	-	-	-	0,655	0,738	0,701
	5 Luvas tipo 2	-	-	-	-	-	0,248	0,235
	6 Luvas tipo 3	-	-	-	-	-	-	0,681
	7 Luvas tipo 4	-	-	-	-	-	-	-
<b>ED</b>								
Ensaio em vazio	1 Sem luvas, Ferram. OFF	-	0,003 <sup>(**)</sup>	0,132	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
	2 Sem luvas, Ferram. ON	-	-	0,101	0,914	0,336	0,396	0,058
Ensaio em corte	3 Sem luvas	-	-	-	0,096	0,006 <sup>(**)</sup>	0,006 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
	4 Luvas tipo 1	-	-	-	-	0,059	0,300	0,003 <sup>(**)</sup>
	5 Luvas tipo 2	-	-	-	-	-	0,552	0,056
	6 Luvas tipo 3	-	-	-	-	-	-	0,017 <sup>(*)</sup>
	7 Luvas tipo 4	-	-	-	-	-	-	-
<b>ECU</b>								
Ensaio em vazio	1 Sem luvas, Ferram. OFF	-	0,001 <sup>(**)</sup>	0,190	0,015 <sup>(*)</sup>	0,021 <sup>(*)</sup>	0,039 <sup>(*)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
	2 Sem luvas, Ferram. ON	-	-	0,009 <sup>(**)</sup>	0,160	0,164	0,252	0,757
Ensaio em corte	3 Sem luvas	-	-	-	0,027 <sup>(*)</sup>	0,005 <sup>(**)</sup>	0,015 <sup>(*)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
	4 Luvas tipo 1	-	-	-	-	0,652	0,834	0,003 <sup>(**)</sup>
	5 Luvas tipo 2	-	-	-	-	-	0,559	0,069
	6 Luvas tipo 3	-	-	-	-	-	-	0,030 <sup>(*)</sup>
	7 Luvas tipo 4	-	-	-	-	-	-	-

(\*) Diferenças significativas com um nível de confiança de 95% (*p-level*<0,05)(\*\*) Diferenças significativas com um nível de confiança de 99% (*p-level*<0,01)

Dos valores de *p-level* obtidos (Tabela 4.8), e considerando um nível de confiança de 95% ( $p < 0,05$ ), podemos retirar as seguintes conclusões para os respetivos músculos:

- No músculo FDS existe um aumento da variabilidade ( $\approx 21\%$  CV) quando o ensaio se realizou em vazio, sem luvas e com a ferramenta ON (variável 2), e em todos os ensaios em corte (variáveis 3, 4, 5, 6 e 7), comparativamente com o ensaio em vazio, sem luvas e com a ferramenta OFF (variável 1). Também se verifica um aumento nos ensaios em corte com as luvas anti-vibratórias tipo 1 e tipo 4 (variável 4 e 7), comparativamente com o ensaio em vazio, sem luvas e com a ferramenta ON (variável 2), e no ensaio em corte sem luvas (variável 3) ( $\approx 8\%$  CV e  $\approx 12\%$  CV, respetivamente);
- No músculo FCR temos um aumento da variabilidade no ensaio em vazio com a ferramenta ON e nos ensaios em corte com as luvas anti-vibratórias do tipo 1, 2 e 3 (variáveis 4, 5 e 6), comparativamente ao ensaio em vazio com a ferramenta OFF (variáveis 1);
- No músculo ED houve um aumento significativo nos ensaios em vazio com a ferramenta ON (variável 2) e nos ensaios em corte com luvas anti-vibratórias (variáveis 4, 5, 6 e 7), relativamente ao ensaio em vazio com a ferramenta OFF (variável 1) ( $\approx 6\%$  CV). Também entre o ensaio em corte sem luvas e os ensaios em corte, com as luvas anti-vibratórias tipo 2, 3 e 4, houve um aumento significativo ( $\approx 22\%$  CV). Por último, de salientar que a utilização das luvas tipo 4 originou quase sempre um aumento da variabilidade dos dados registados, comparativamente com os restantes ensaios (variáveis 1, 3, 4 e 6) ( $\approx 4\%$  CV);
- No músculo ECU verificou-se um aumento da variabilidade no ensaio em vazio com a ferramenta ON (variável 2) e nos ensaios em corte utilizando luvas anti-vibratórias (variáveis 4, 5, 6 e 7), comparativamente com o ensaio em vazio com a ferramenta OFF (variável 1) ( $\approx 5\%$  CV). Tal como se registou no músculo ED, a utilização das luvas anti-vibratórias do tipo 4 (variável 7) provocou um aumento da dispersão nas medições quando comparada com praticamente todas as outras variáveis (variáveis 1, 3, 4 e 6).

Analisando globalmente os resultados para os quatro músculos, de salientar um aumento significativo da variabilidade entre a variável correspondente ao ensaio sem cortar o material, com a ferramenta desligada (OFF), e as restantes variáveis ( $p < 0,05$ ). Numa visão mais global, temos um valor de CV de  $\approx 23,5\%$  para os ensaios com a ferramenta em funcionamento (ON), e um valor médio de CV de  $\approx 24,8\%$  para o ensaio em vazio. Estes valores não diferem significativamente, pelo que podemos considerar que as operações de corte não introduziram variabilidade no SEMG.

### 4.3. Intensidade do sinal EMG nos músculos alvo

Os registos da intensidade do SEMG foram normalizados para uma contração muscular isométrica máxima e sub-máxima, em cada um dos músculos. Para cada uma das ferramentas os dados foram normalizados em percentagem de MVE e RVE, como seguidamente se descreve, e posteriormente comparados estatisticamente através do SPSS, versão 20 para o *Windows*.

#### 4.3.1. Ensaios com a *multicutter*

Para os registos utilizando a *multicutter*, o SEMG foi normalizado, para os quarenta operadores, utilizando o valor máximo registado nos testes de esforço máximo (Tabela 4.9), através da fórmula 4.2.

$$\%MVE = \frac{EMG_{RMS,\mu V}}{MVE_{RMS,\mu V}} \times 100 \quad (\text{Fórmula 4.2})$$

**Tabela 4.9** - Média do SEMG normalizado (n=40), para uma contração muscular isométrica máxima (% MVE), nos quatro músculos do antebraço, utilizando a *multicutter*

	MVE (%)			
	FDS Média (min-máx)	FCR Média (min-máx)	ED Média (min-máx)	ECU Média (min-máx)
<i>Ensaios em vazio</i>				
1 Sem luvas, ferramenta OFF	4,6 (0,9-14,2)	2,8 (0,5-9,9)	2,0 (0,6-8,4)	3,7 (0,7-20,5)
2 Sem luvas, ferramenta ON	6,2 (0,9-17,1)	3,5 (0,6-13,2)	3,0 (0,7-10,2)	5,6 (1,0-15,6)
<i>Ensaios em corte</i>				
3 Sem luvas	12,7 (2,5-40,8)	6,3 (1,4-17,3)	11,4 (1,7-27,9)	17,7 (2,1-37,3)
4 Luvas do tipo 1	13,4 (2,7-30,5)	6,3 (1,4-15,2)	12,5 (3,4-33,0)	18,5 (7,4-34,4)
5 Luvas do tipo 2	12,8 (2,2-25,6)	5,9 (1,2-15,8)	12,3 (3,8-28,1)	18,3 (5,5-36,7)
6 Luvas do tipo 3	12,0 (2,7-36,0)	5,8 (1,3-14,6)	10,8 (2,7-22,5)	16,0 (3,4-30,7)
7 Luvas do tipo 4	12,6 (2,4-31,4)	5,9 (1,2-15,8)	10,6 (2,6-24,8)	17,2 (3,3-31,4)

Pela informação da Tabela 4.9, verificamos que em contexto controlado de trabalho, com a ferramenta *multicutter*, o músculo mais requisitado nos ensaios em vazio é o FDS e nos ensaios em corte é o ECU. Esse aumento de ativação do ECU nos ensaios em corte pode ser devido ao esforço inerente ao movimento de corte.

Normalizados os dados em %MVE para cada operador (n=40), foram inseridos no SPSS, versão 20 para o *Windows*, separadamente para cada músculo, cada uma das variáveis (1 a 7) e através do teste não paramétrico *Wilcoxon Signed Ranks* determinou-se os valores de *p-level* (Tabela 4.10).

**Tabela 4.10** - Valores de *p-level* quando se comparam as %MVE para cada músculo, utilizando a *multicutter*

		MVE (%)						
		Ensaio em vazio		Ensaio em corte				
		1 Sem luvas, ferram. OFF	2 Sem luvas, ferram. ON	3 Sem luvas	4 Luvas tipo 1	5 Luvas tipo 2	6 Luvas tipo 3	7 Luvas tipo 4
<b>FDS</b>								
Ensaio em vazio	1 Sem luvas, Ferram. OFF	-	0,006 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
	2 Sem luvas, Ferram. ON	-	-	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
Ensaio em corte	3 Sem luvas	-	-	-	0,059	0,124	0,862	0,551
	4 Luvas tipo 1	-	-	-	-	0,189	0,004 <sup>(**)</sup>	0,222
	5 Luvas tipo 2	-	-	-	-	-	0,016 <sup>(*)</sup>	0,535
	6 Luvas tipo 3	-	-	-	-	-	-	0,239
	7 Luvas tipo 4	-	-	-	-	-	-	-
<b>FCR</b>								
Ensaio em vazio	1 Sem luvas, Ferram. OFF	-	0,060	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
	2 Sem luvas, Ferram. ON	-	-	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
Ensaio em corte	3 Sem luvas	-	-	-	0,867	0,920	0,350	0,451
	4 Luvas tipo 1	-	-	-	-	0,078	0,007 <sup>(**)</sup>	0,090
	5 Luvas tipo 2	-	-	-	-	-	0,765	0,755
	6 Luvas tipo 3	-	-	-	-	-	-	0,737
	7 Luvas tipo 4	-	-	-	-	-	-	-
<b>ED</b>								
Ensaio em vazio	1 Sem luvas, Ferram. OFF	-	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
	2 Sem luvas, Ferram. ON	-	-	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
Ensaio em corte	3 Sem luvas	-	-	-	0,058	0,195	0,490	0,333
	4 Luvas tipo 1	-	-	-	-	0,809	0,008 <sup>(**)</sup>	0,001 <sup>(**)</sup>
	5 Luvas tipo 2	-	-	-	-	-	0,005 <sup>(**)</sup>	0,002 <sup>(**)</sup>
	6 Luvas tipo 3	-	-	-	-	-	-	0,794
	7 Luvas tipo 4	-	-	-	-	-	-	-
<b>ECU</b>								
Ensaio em vazio	1 Sem luvas, Ferram. OFF	-	0,003 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
	2 Sem luvas, Ferram. ON	-	-	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
Ensaio em corte	3 Sem luvas	-	-	-	0,139	0,567	0,071	0,414
	4 Luvas tipo 1	-	-	-	-	0,670	0,001 <sup>(**)</sup>	0,040 <sup>(*)</sup>
	5 Luvas tipo 2	-	-	-	-	-	0,000 <sup>(**)</sup>	0,023 <sup>(*)</sup>
	6 Luvas tipo 3	-	-	-	-	-	-	0,079
	7 Luvas tipo 4	-	-	-	-	-	-	-

(\*) Diferenças significativas com um nível de confiança de 95% (*p-level*<0,05)(\*\*) Diferenças significativas com um nível de confiança de 99% (*p-level*<0,01)

Dos valores de *p-level* obtidos na Tabela 4.10, e considerando um nível de confiança de 95% ( $p\text{-level} < 0,05$ ), podemos retirar as seguintes conclusões para os respectivos músculos:

- No músculo FDS, existe um aumento significativo da intensidade do SEMG no ensaio em vazio, com a ferramenta em funcionamento (ON) sem cortar o material (variável 2) e em todos os ensaios com a ferramenta a cortar o material (variáveis 3, 4, 5, 6 e 7), comparativamente com o ensaio em vazio, com a ferramenta desligada (OFF) e sem cortar o material (variável 1) ( $\approx 6\%$  e  $12\%$  MVE respectivamente). Dos ensaios em corte (variáveis 3, 4, 5, 6 e 7), comparativamente com o ensaio em vazio com a ferramenta ON (variável 2), existe um aumento da intensidade do SEMG ( $\approx 6\%$  MVE). Por último, existe uma redução significativa ( $\approx 1\%$  MVE) no ensaio em corte com as luvas anti-vibratórias tipo 3 (variável 6), comparativamente com os ensaios em corte com as luvas anti-vibratórias do tipo 1 e 2 (variáveis 4 e 5);
- No músculo FCR, existe um aumento significativo da intensidade do SEMG ( $\approx 2\%$  MVE) nas operações de corte (variáveis 3, 4, 5, 6 e 7), comparativamente com o ensaio com a ferramenta OFF e sem cortar o material (variável 1). Dos ensaios em corte (variáveis 3, 4, 5, 6 e 7), comparativamente ao ensaio com a ferramenta em funcionamento (ON) mas sem cortar o material (variável 2), existe também um aumento da intensidade do SEMG ( $\approx 3\%$  MVE). Por último, existe uma redução significativa ( $\approx 1\%$  MVE) no ensaio em corte com as luvas anti-vibratórias tipo 3 (variável 6), comparativamente com o ensaio em corte com as luvas anti-vibratórias do tipo 1 (variável 4);
- Tanto no músculo ED como no ECU, existe um aumento significativo da intensidade do SEMG nos ensaios com a ferramenta em funcionamento (ON) sem cortar o material (variável 2), e em todos os ensaios em corte (variáveis 3, 4, 5, 6 e 7), comparativamente com o ensaio em vazio com a ferramenta desligada (OFF) (variável 1) ( $\approx 1\%$  e  $9\%$  MVE respectivamente). Dos ensaios em corte (variáveis 3, 4, 5, 6 e 7), comparativamente com o ensaio em vazio com a ferramenta ON (variável 2), existe também um aumento da intensidade do SEMG ( $\approx 8\%$  MVE). Por último, existe uma redução significativa ( $\approx 2\%$  MVE) nos ensaios em corte com as luvas anti-vibratórias tipo 3 e 4 (variáveis 6 e 7), comparativamente com os ensaios em corte com as luvas anti-vibratórias do tipo 1 e 2 (variáveis 4 e 5).

De um modo global, para os quatro músculos, concluímos que a intensidade do SEMG aumenta significativamente ( $p < 0,05$ ) do ensaio com a ferramenta desligada (OFF) para o ensaio com a ferramenta em funcionamento (ON), sem cortar o material ( $\approx 3\%$  MVE); as operações com e sem luvas anti-vibratórias não apresentam diferenças significativas no esforço muscular ( $p > 0,05$ ); e as operações de corte aumentam significativamente a intensidade do SEMG ( $\approx 8\%$  MVE), comparativamente com a operação com a ferramenta em funcionamento mas sem cortar o material ( $p < 0,05$ ).

De modo a analisar a coerência dos resultados quanto aos procedimentos de normalização utilizados o SEMG foi também expresso, para cada músculo, pela sua contração isométrica sub-máxima (% RVE), durante os ensaios com as ferramentas de corte (Tabela 4.11). Para cada operador (n=40), foi normalizado o SEMG utilizando o valor de referência RVE retirado, para cada músculo, pelo respetivo teste protocolar sub-máximo, e calculado o seu valor em percentagem usando a Fórmula 4.3.

$$\%RVE = \frac{EMG_{RMS,\mu V}}{RVE_{RMS,\mu V}} \times 100 \quad (\text{Fórmula 4.3})$$

**Tabela 4.11** - Média do SEMG normalizado (n=40), para uma contração muscular isométrica sub-máxima (% RVE), nos quatro músculos do antebraço, utilizando a *multicutter*

	RVE (%)			
	FDS Média (min-máx)	FCR Média (min-máx)	ED Média (min-máx)	ECU Média (min-máx)
<i>Ensaaios em vazio</i>				
1 Sem luvas, ferramenta OFF	21,8 (2,2-86,7)	14,5 (4,1-49,2)	5,4 (1,7-19,3)	10,0 (1,5-51,8)
2 Sem luvas, ferramenta ON	30,5 (2,2-110,5)	18,7 (3,3-60,9)	8,5 (2,4-23,5)	16,0 (3,0-59,8)
<i>Ensaaios em corte</i>				
3 Sem luvas	63,2 (4,4-263,2)	33,6 (3,7-76,5)	32,8 (5,2-78,2)	49,8 (8,0-116,1)
4 Luvas do tipo 1	67,3 (7,2-206,7)	33,9 (5,7-69,6)	36,0 (9,7-95,7)	51,7 (18,8-93,2)
5 Luvas do tipo 2	63,9 (5,2-173,3)	32,4 (5,4-72,8)	35,8 (8,9-81,6)	50,9 (22,1-95,4)
6 Luvas do tipo 3	60,4 (6,3-157,8)	31,5 (5,4-67,4)	31,9 (5,8-78,9)	44,9 (12,5-89,4)
7 Luvas do tipo 4	62,1 (12,2-171,9)	31,8 (3,9-66,7)	31,0 (7,4-76,9)	47,5 (13,8-92,1)

A análise do SEMG normalizado pelo teste de contração muscular voluntária isométrica sub-máxima revela, aparentemente, conclusões similares às retiradas do SEMG normalizado pelo teste de contração muscular isométrica máxima (Tabela 4.11).

Para comparar se as diferenças significativas detetadas através da utilização da normalização pelo teste máximo são similares às do teste sub-máximo foram inseridos no SPSS, versão 20 para o *Windows*, os dados normalizados pela % RVE, separadamente para cada músculo, relativos aos quarenta operadores, e através do teste não paramétrico *Wilcoxon Signed Ranks* determinou-se os valores de *p-level* (Tabela 4.12).

Dos resultados na Tabela 4.11, para os *p-level*, concluímos que as diferenças significativas detetadas são praticamente as mesmas nos dois testes (Tabela 4.10 vs Tabela 4.12), pelo que concluímos que os procedimentos de normalização foram bem aplicados e os dados coerentes.

**Tabela 4.12** - Valores de *p-level* quando se comparam as % RVE para cada músculo, utilizando a *multicutter*

		RVE (%)						
		Ensaio em vazio		Ensaio em corte				
		1 Sem luvas, ferram. OFF	2 Sem luvas, ferram. ON	3 Sem luvas	4 Luvas tipo 1	5 Luvas tipo 2	6 Luvas tipo 3	7 Luvas tipo 4
<b>FDS</b>								
Ensaio em vazio	1 Sem luvas, Ferram. OFF	-	0,005 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
	2 Sem luvas, Ferram. ON	-	-	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
Ensaio em corte	3 Sem luvas	-	-	-	0,044 <sup>(*)</sup>	0,094	0,964	0,492
	4 Luvas tipo 1	-	-	-	-	0,135	0,001 <sup>(**)</sup>	0,145
	5 Luvas tipo 2	-	-	-	-	-	0,027 <sup>(*)</sup>	0,577
	6 Luvas tipo 3	-	-	-	-	-	-	0,316
	7 Luvas tipo 4	-	-	-	-	-	-	-
<b>FCR</b>								
Ensaio em vazio	1 Sem luvas, Ferram. OFF	-	0,021 <sup>(*)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
	2 Sem luvas, Ferram. ON	-	-	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
Ensaio em corte	3 Sem luvas	-	-	-	0,839	0,628	0,283	0,486
	4 Luvas tipo 1	-	-	-	-	0,238	0,007 <sup>(**)</sup>	0,116
	5 Luvas tipo 2	-	-	-	-	-	0,497	0,664
	6 Luvas tipo 3	-	-	-	-	-	-	0,635
	7 Luvas tipo 4	-	-	-	-	-	-	-
<b>ED</b>								
Ensaio em vazio	1 Sem luvas, Ferram. OFF	-	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
	2 Sem luvas, Ferram. ON	-	-	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
Ensaio em corte	3 Sem luvas	-	-	-	0,074	0,148	0,615	0,432
	4 Luvas tipo 1	-	-	-	-	0,861	0,010 <sup>(*)</sup>	0,001 <sup>(**)</sup>
	5 Luvas tipo 2	-	-	-	-	-	0,007 <sup>(**)</sup>	0,001 <sup>(**)</sup>
	6 Luvas tipo 3	-	-	-	-	-	-	0,739
	7 Luvas tipo 4	-	-	-	-	-	-	-
<b>ECU</b>								
Ensaio em vazio	1 Sem luvas, Ferram. OFF	-	0,003 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
	2 Sem luvas, Ferram. ON	-	-	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
Ensaio em corte	3 Sem luvas	-	-	-	0,167	0,722	0,056	0,368
	4 Luvas tipo 1	-	-	-	-	0,581	0,001 <sup>(**)</sup>	0,031 <sup>(*)</sup>
	5 Luvas tipo 2	-	-	-	-	-	0,000 <sup>(**)</sup>	0,022 <sup>(*)</sup>
	6 Luvas tipo 3	-	-	-	-	-	-	0,098
	7 Luvas tipo 4	-	-	-	-	-	-	-

(\*) Diferenças significativas com um nível de confiança de 95% (*p-level*<0,05)(\*\*) Diferenças significativas com um nível de confiança de 99% (*p-level*<0,01)

### 4.3.2. Ensaaios com a *reciprocating saw*

Tal como para a *multicutter*, o SEMG registado nos ensaios com a *reciprocating saw*, para os quarenta operadores, foi normalizado em termos da % MVE para cada músculo (Tabela 4.13).

**Tabela 4.13** - Média do SEMG normalizado (n=40), para uma contração muscular isométrica máxima (% MVE), nos quatro músculos do antebraço, utilizando a *reciprocating saw*

	MVE (%)			
	FDS Média (min-máx)	FCR Média (min-máx)	ED Média (min-máx)	ECU Média (min-máx)
<i>Ensaaios em vazio</i>				
1 Sem luvas, ferramenta OFF	6,4 (1,3-17,6)	4,3 (1,3-10,7)	3,1 (1,1-7,8)	4,1 (1,3-13,5)
2 Sem luvas, ferramenta ON	29,4 (7,7-62,7)	12,2 (1,9-22,8)	16,6 (4,0-40,3)	21,9 (5,5-70,5)
<i>Ensaaios em corte</i>				
3 Sem luvas	37,3 (9,7-88,3)	15,9 (4,8-38,6)	21,5 (4,3-88,9)	33,8 (12,4-72,4)
4 Luvas do tipo 1	43,2 (13,0-83,9)	18,8 (4,6-44,8)	19,6 (4,9-57,1)	35,6 (18,0-57,5)
5 Luvas do tipo 2	37,9 (10,2-84,3)	16,4 (5,1-33,8)	19,6 (4,0-79,1)	33,4 (12,8-61,5)
6 Luvas do tipo 3	41,4 (12,2-93,1)	16,1 (5,1-30,9)	17,2 (1,6-60,3)	36,1 (15,5-98,2)
7 Luvas do tipo 4	41,9 (12,0-90,3)	18,8 (4,5-43,5)	19,6 (4,0-62,3)	31,2 (16,5-55,0)

Dos resultados da Tabela 4.13, verificamos que o músculo mais requisitado nos ensaios em contexto simulado de trabalho, quer em vazio quer em corte, utilizando a *reciprocating saw*, é o músculo FDS, seguido do ECU.

Tal como tem sido feito até aqui, foram introduzidos no SPSS, versão 20 para o *Windows*, os dados relativos ao SEMG normalizado pela % MVE, correspondentes aos ensaios com a *reciprocating saw*, para os quarenta operadores, e através do teste não paramétrico *Wilcoxon Signed Ranks* determinou-se os valores de *p-level* de modo a determinar diferenças significativas entre as variáveis (Tabela 4.14).



**Tabela 4.14** - Valores de *p-level* quando se comparam as % MVE para cada músculo, utilizando a *reciprocating saw*

		MVE (%)						
		Ensaio em vazio		Ensaio em corte				
		1 Sem luvas, ferram. OFF	2 Sem luvas, ferram. ON	3 Sem luvas	4 Luvas tipo 1	5 Luvas tipo 2	6 Luvas tipo 3	7 Luvas tipo 4
<b>FDS</b>								
Ensaio em vazio	1 Sem luvas, Ferram. OFF	-	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
	2 Sem luvas, Ferram. ON	-	-	0,006 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,004 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
Ensaio em corte	3 Sem luvas	-	-	-	0,003 <sup>(**)</sup>	0,329	0,018 <sup>(*)</sup>	0,015 <sup>(*)</sup>
	4 Luvas tipo 1	-	-	-	-	0,001 <sup>(**)</sup>	0,064	0,324
	5 Luvas tipo 2	-	-	-	-	-	0,009 <sup>(**)</sup>	0,005 <sup>(**)</sup>
	6 Luvas tipo 3	-	-	-	-	-	-	0,379
	7 Luvas tipo 4	-	-	-	-	-	-	-
<b>FCR</b>								
Ensaio em vazio	1 Sem luvas, Ferram. OFF	-	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
	2 Sem luvas, Ferram. ON	-	-	0,019 <sup>(*)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,002 <sup>(**)</sup>	0,004 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
Ensaio em corte	3 Sem luvas	-	-	-	0,002 <sup>(**)</sup>	0,258	0,675	0,011 <sup>(*)</sup>
	4 Luvas tipo 1	-	-	-	-	0,002 <sup>(**)</sup>	0,009 <sup>(**)</sup>	0,834
	5 Luvas tipo 2	-	-	-	-	-	0,869	0,005 <sup>(**)</sup>
	6 Luvas tipo 3	-	-	-	-	-	-	0,001 <sup>(**)</sup>
	7 Luvas tipo 4	-	-	-	-	-	-	-
<b>ED</b>								
Ensaio em vazio	1 Sem luvas, Ferram. OFF	-	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
	2 Sem luvas, Ferram. ON	-	-	0,039 <sup>(*)</sup>	0,096	0,143	0,834	0,162
Ensaio em corte	3 Sem luvas	-	-	-	0,944	0,343	0,312	0,538
	4 Luvas tipo 1	-	-	-	-	0,379	0,095	0,778
	5 Luvas tipo 2	-	-	-	-	-	0,059	,0587
	6 Luvas tipo 3	-	-	-	-	-	-	0,019 <sup>(*)</sup>
	7 Luvas tipo 4	-	-	-	-	-	-	-
<b>ECU</b>								
Ensaio em vazio	1 Sem luvas, Ferram. OFF	-	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
	2 Sem luvas, Ferram. ON	-	-	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
Ensaio em corte	3 Sem luvas	-	-	-	0,121	0,677	0,343	0,226
	4 Luvas tipo 1	-	-	-	-	0,071	0,346	0,000 <sup>(**)</sup>
	5 Luvas tipo 2	-	-	-	-	-	0,066	0,093
	6 Luvas tipo 3	-	-	-	-	-	-	0,001 <sup>(**)</sup>
	7 Luvas tipo 4	-	-	-	-	-	-	-

(\*) Diferenças significativas com um nível de confiança de 95% (*p-level*<0,05)(\*\*) Diferenças significativas com um nível de confiança de 99% (*p-level*<0,01)

Dos valores de *p-level* obtidos na Tabela 4.14, e considerando um nível de confiança de 95% ( $p < 0,05$ ), podemos retirar as seguintes conclusões para cada um dos músculos:

- No músculo FDS, existe um aumento significativo da intensidade do SEMG entre os dois ensaios em vazio ( $\approx 3\%$  MVE), ou seja, do ensaio com a ferramenta desligada (OFF) para o ensaio com a ferramenta em funcionamento (ON) (variáveis 1 e 2). Existe também um aumento significativo da intensidade do SEMG ( $\approx 35\%$  MVE) entre o ensaio sem cortar o material e com a ferramenta desligada (OFF) (variável 1) e os ensaios em corte (variáveis 3, 4, 5, 6 e 7). Das operações a cortar o material, com e sem luvas anti-vibratórias (variável 4, 5, 6 e 7), comparativamente com o ensaio em vazio com a ferramenta ON (variável 2), existe um aumento da intensidade do SEMG ( $\approx 10\%$  MVE). Por último, verifica-se uma redução da intensidade do SEMG nos ensaios em corte com as luvas anti-vibratórias do tipo 2 (variável 5) ( $\approx 6\%$  MVE), comparativamente com as luvas anti-vibratórias do tipo 1 (variável 4), aumentando outra vez nos ensaios com as luvas anti-vibratórias do tipo 3 e 4 (variáveis 6 e 7) ( $\approx 4\%$  MVE);
- No músculo FCR existe um aumento significativo da intensidade do SEMG ( $\approx 2\%$  MVE), no ensaio com a ferramenta em funcionamento e sem cortar o material (variável 2) e nos ensaios em corte (variáveis 3, 4, 5, 6 e 7), comparativamente com o ensaio em vazio com a ferramenta OFF (variável 1). Dos ensaios em corte, comparativamente com o ensaio em vazio com a ferramenta ON (variável 2), existe também um aumento da intensidade do SEMG ( $\approx 5\%$  MVE). Por último, houve uma redução significativa do SEMG ( $\approx 3\%$  MVE) nos ensaios em corte com as luvas anti-vibratórias tipo 2 e 3 (variável 5 e 6), comparativamente com o ensaio em corte com as luvas anti-vibratórias do tipo 1 (variáveis 4), seguido de um novo aumento ( $\approx 3\%$  MVE) para o ensaio com as luvas anti-vibratórias do tipo 4 (variável 7);
- No músculo ED, existe um aumento significativo da intensidade do SEMG nos ensaios em vazio com a ferramenta ON (variável 2) e em todos os ensaios em corte (variáveis 3, 4, 5, 6 e 7), comparativamente com o ensaio em vazio com a ferramenta OFF ( $\approx 13\%$  e  $16\%$  MVE respetivamente). Do ensaio em vazio com a ferramenta em funcionamento (ON), verifica-se um aumento significativo ( $\approx 5\%$  MVE) para o ensaio em corte sem luvas (variável 3). Por último, houve uma redução ( $\approx 5\%$  MVE) do ensaio em corte com as luvas anti-vibratórias do tipo 4 (variável 7), comparativamente com o ensaio em corte com as luvas anti-vibratórias do tipo 3 (variável 6);
- No músculo ECU existe um aumento significativo da intensidade do SEMG, nos ensaios sem cortar com a ferramenta ON (variável 2), e em todos os ensaios em corte (variáveis 3, 4, 5, 6 e 7), comparativamente com o ensaio sem cortar com a ferramenta desligada (OFF) ( $\approx 17\%$  e  $30\%$  MVE respetivamente). Dos ensaios em corte, com e sem luvas anti-vibratórias (variáveis 3, 4, 5, 6 e 7), comparativamente com o ensaio em vazio com a ferramenta ON (variável 2), existe também um aumento da intensidade do SEMG ( $\approx 13\%$  MVE). Por último, houve uma redução significativa

( $\approx 5\%$  MVE) no ensaio em corte com as luvas anti-vibratórias tipo 4 (variável 7), comparativamente com os ensaios em corte com as luvas anti-vibratórias do tipo 1 e 3 (variáveis 4 e 6).

De um modo global, para os quatro músculos, concluímos que a intensidade do SEMG aumenta significativamente ( $p < 0,05$ ) do ensaio com a ferramenta desligada (OFF) para o ensaio com a ferramenta em funcionamento (ON), ambos em vazio, ou seja, nos ensaios sem cortar o material ( $\approx 15\%$  MVE); a utilização de luvas anti-vibratórias não provoca diferenças significativas no esforço muscular comparativamente com a operação de corte sem luvas ( $p > 0,05$ ); e as operações de corte aumentam significativamente a intensidade do SEMG ( $\approx 8\%$  MVE), comparativamente com a operação com a ferramenta em funcionamento (ON) sem cortar o material ( $p < 0,05$ ).

De modo a analisar a coerência dos resultados quanto aos procedimentos de normalização utilizados, também na *reciprocating saw* o SEMG foi expresso, para cada músculo, pela sua contração isométrica sub-máxima (% RVE). Para cada operador ( $n=40$ ), foi normalizado o SEMG utilizando o valor de referência RVE, retirado para cada músculo pelo respetivo teste protocolar sub-máximo e calculado o seu valor em percentagem (Tabela 4.15).

**Tabela 4.15** - Média do SEMG normalizado ( $n=40$ ), para uma contração muscular isométrica sub-máxima (% RVE), nos quatro músculos do antebraço, utilizando a *reciprocating saw*

	RVE (%)			
	FDS Média (min-máx)	FCR Média (min-máx)	ED Média (min-máx)	ECU Média (min-máx)
<i>Ensaio em vazio</i>				
1 Sem luvas, ferramenta OFF	29,9 (3,0-86,7)	24,1 (4,5-94,0)	8,9 (3,5-30,5)	11,2 (1,8-41,4)
2 Sem luvas, ferramenta ON	138,7 (26,0-384,4)	68,5 (19,1-203,4)	46,3 (12,2-146,6)	60,6 (13,9-219,3)
<i>Ensaio em corte</i>				
3 Sem luvas	184,9 (40,1-664,4)	93,4 (16,3-359,5)	60,5 (14,4-178,6)	93,9 (21,4-225,0)
4 Luvas do tipo 1	212,3 (36,7-487,1)	111,0 (21,2-416,7)	56,8 (16,2-160,6)	99,3 (23,2-207,5)
5 Luvas do tipo 2	179,3 (37,6-487,1)	98,1 (13,3-314,3)	56,5 (13,0-222,2)	93,4 (22,3-191,9)
6 Luvas do tipo 3	201,2 (32,5-689,2)	95,6 (13,3-269,0)	51,3 (3,9-185,0)	100,4 (23,2-257,0)
7 Luvas do tipo 4	205,0 (32,3-532,4)	108,6 (11,8-316,0)	55,6 (13,2-142,1)	87,6 (24,1-223,0)

Procedeu-se do mesmo modo nos ensaios da *reciprocating saw* como anteriormente descrito para a *multicutter*. Assim, foram obtidos os valores de *p-level* (Tabela 4.14) e pela sua análise verificamos que as diferenças significativas detetadas em cada um dos testes de normalização do SEMG, máximo e sub-máximo, são praticamente as mesmas (Tabela 4.14 vs Tabela 4.16), pelo que concluímos que os procedimentos de normalização foram bem aplicados e os dados são coerentes.

**Tabela 4.16** - Valores de *p-level* quando se comparam as % RVE para cada músculo, utilizando a *reciprocating saw*

		RVE (%)						
		Ensaio em vazio		Ensaio em corte				
		1 Sem luvas, ferram. OFF	2 Sem luvas, ferram. ON	3 Sem luvas	4 Luvas tipo 1	5 Luvas tipo 2	6 Luvas tipo 3	7 Luvas tipo 4
<b>FDS</b>								
Ensaio em vazio	1 Sem luvas, Ferram. OFF	-	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
	2 Sem luvas, Ferram. ON	-	-	0,012 <sup>(*)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,006 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
Ensaio em corte	3 Sem luvas	-	-	-	0,002 <sup>(**)</sup>	0,322	0,020 <sup>(*)</sup>	0,012 <sup>(*)</sup>
	4 Luvas tipo 1	-	-	-	-	0,000 <sup>(**)</sup>	0,028 <sup>(*)</sup>	0,528
	5 Luvas tipo 2	-	-	-	-	-	0,007 <sup>(**)</sup>	0,001 <sup>(**)</sup>
	6 Luvas tipo 3	-	-	-	-	-	-	0,283
	7 Luvas tipo 4	-	-	-	-	-	-	-
<b>FCR</b>								
Ensaio em vazio	1 Sem luvas, Ferram. OFF	-	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
	2 Sem luvas, Ferram. ON	-	-	0,018 <sup>(*)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,001 <sup>(**)</sup>	0,002 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
Ensaio em corte	3 Sem luvas	-	-	-	0,002 <sup>(**)</sup>	0,270	0,464	0,004 <sup>(**)</sup>
	4 Luvas tipo 1	-	-	-	-	0,005 <sup>(**)</sup>	0,018 <sup>(*)</sup>	0,928
	5 Luvas tipo 2	-	-	-	-	-	0,912	0,010 <sup>(*)</sup>
	6 Luvas tipo 3	-	-	-	-	-	-	0,001 <sup>(**)</sup>
	7 Luvas tipo 4	-	-	-	-	-	-	-
<b>ED</b>								
Ensaio em vazio	1 Sem luvas, Ferram. OFF	-	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
	2 Sem luvas, Ferram. ON	-	-	0,016 <sup>(*)</sup>	0,043 <sup>(*)</sup>	0,114	0,503	0,119
Ensaio em corte	3 Sem luvas	-	-	-	0,906	0,361	0,302	0,587
	4 Luvas tipo 1	-	-	-	-	0,357	0,110	0,830
	5 Luvas tipo 2	-	-	-	-	-	0,076	0,488
	6 Luvas tipo 3	-	-	-	-	-	-	0,033 <sup>(*)</sup>
	7 Luvas tipo 4	-	-	-	-	-	-	-
<b>ECU</b>								
Ensaio em vazio	1 Sem luvas, Ferram. OFF	-	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
	2 Sem luvas, Ferram. ON	-	-	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>
Ensaio em corte	3 Sem luvas	-	-	-	0,139	0,600	0,343	0,219
	4 Luvas tipo 1	-	-	-	-	0,076	0,335	0,001 <sup>(**)</sup>
	5 Luvas tipo 2	-	-	-	-	-	0,071	0,135
	6 Luvas tipo 3	-	-	-	-	-	-	0,001 <sup>(**)</sup>
	7 Luvas tipo 4	-	-	-	-	-	-	-

(\*) Diferenças significativas com um nível de confiança de 95% (*p-level*<0,05)(\*\*) Diferenças significativas com um nível de confiança de 99% (*p-level*<0,01)

#### 4.4. Comparação do esforço muscular nos ensaios com a *multicutter* e *reciprocating saw*

Quando comparamos o esforço muscular em contexto simulado de trabalho, para as duas ferramentas de corte, constatamos que os valores do SEMG em % MVE não são os mesmos para a *multicutter* e para a *reciprocating saw*. De um modo geral, em todos os ensaios e para todos os músculos, a utilização da *reciprocating saw* produziu um SEMG mais elevado comparativamente com o uso da *multicutter*, especialmente notório no músculo FDS, em média três vezes superior (Tabela 4.17).

**Tabela 4.17** - Comparação dos valores em % MVE das ferramentas de corte, *multicutter* e *reciprocating saw*

	MVE (%)			
	FDS		FCR	
	Média (min-máx)	Média (min-máx)	Média (min-máx)	Média (min-máx)
	<i>Multicutter</i>	<i>Reciprocating saw</i>	<i>Multicutter</i>	<i>Reciprocating saw</i>
<i>Ensaios em vazio</i>				
1 Sem luvas Ferram. OFF	4,6 (0,9-14,2)	6,4 (1,3-17,6)	2,8 (0,5-9,9)	4,3 (1,3-10,7)
2 Sem luvas Ferram. ON	6,2 (0,9-17,1)	29,4 (7,7-62,7)	3,5 (0,6-13,2)	12,2 (1,9-22,8)
<i>Ensaios em corte</i>				
3 Sem luvas	12,7 (2,5-40,8)	37,3 (9,7-88,3)	6,3 (1,4-17,3)	15,9 (4,8-38,6)
4 Luvas tipo 1	13,4 (2,7-30,5)	43,2 (13,0-83,9)	6,3 (1,4-15,2)	18,8 (4,6-44,8)
5 Luvas tipo 2	12,8 (2,2-25,6)	37,9 (10,2-84,3)	5,9 (1,2-15,8)	16,4 (5,1-33,8)
6 Luvas tipo 3	12,0 (2,7-36,0)	41,4 (12,2-93,1)	5,8 (1,3-14,6)	16,1 (5,1-30,9)
7 Luvas tipo 4	12,6 (2,4-31,4)	41,9 (12,0-90,3)	5,9 (1,2-15,8)	18,8 (4,5-43,5)
	ED		ECU	
	Média (min-máx)	Média (min-máx)	Média (min-máx)	Média (min-máx)
	<i>Multicutter</i>	<i>Reciprocating saw</i>	<i>Multicutter</i>	<i>Reciprocating saw</i>
<i>Ensaios em vazio</i>				
1 Sem luvas Ferram. OFF	2,0 (0,6-8,4)	3,1 (1,1-7,8)	3,7 (0,7-20,5)	4,1 (1,3-13,5)
2 Sem luvas Ferram. ON	3,0 (0,7-10,2)	16,6 (4,0-40,3)	5,6 (1,0-15,6)	21,9 (5,5-70,5)
<i>Ensaios em corte</i>				
3 Sem luvas	11,4 (1,7-27,9)	21,5 (4,3-88,9)	17,7 (2,1-37,3)	33,8 (12,4-72,4)
4 Luvas tipo 1	12,5 (3,4-33,0)	19,6 (4,9-57,1)	18,5 (7,4-34,4)	35,6 (18,0-57,5)
5 Luvas tipo 2	12,3 (3,8-28,1)	19,6 (4,0-79,1)	18,3 (5,5-36,7)	33,4 (12,8-61,5)
6 Luvas tipo 3	10,8 (2,7-22,5)	17,2 (1,6-60,3)	16,0 (3,4-30,7)	36,1 (15,5-98,2)
7 Luvas tipo 4	10,6 (2,6-24,8)	19,6 (4,0-62,3)	17,2 (3,3-31,4)	31,2 (16,5-55,0)

De modo a verificar se as diferenças observadas na intensidade do SEMG, entre a utilização das duas ferramentas, são significativas, foi aplicado o teste estatístico não paramétrico *Wilcoxon Signed Ranks* e determinados os valores de *p-level* (Tabela 4.18).

**Tabela 4.18** - Valores de *p-level* quando se comparam os ensaios, para cada músculo e em % de MVE, da *multicutter* com os mesmos ensaios da *reciprocating saw*

<i>Multicutter</i>	%MVE				<i>Reciprocating saw</i>
	FDS	FCR	ED	ECU	
<i>Ensaio em vazio</i>					<i>Ensaio em vazio</i>
1 Sem luvas Ferram. OFF	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,252	1 Sem luvas Ferram. OFF
2 Sem luvas Ferram. ON	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	2 Sem luvas Ferram. ON
<i>Ensaio em corte</i>					<i>Ensaio em corte</i>
3 Sem luvas	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	3 Sem luvas
4 Luvas tipo 1	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	4 Luvas tipo 1
5 Luvas tipo 2	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	5 Luvas tipo 2
6 Luvas tipo 3	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	6 Luvas tipo 3
7 Luvas tipo 4	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	0,000 <sup>(**)</sup>	7 Luvas tipo 4
(*) Diferenças significativas com um nível de confiança de 95% ( <i>p-level</i> <0,05)					
(**) Diferenças significativas com um nível de confiança de 99% ( <i>p-level</i> <0,01)					

Da Tabela 4.18 podemos afirmar que, globalmente, para nível de confiança de 99% (*p-level*<0,01), a intensidade do SEMG, em contexto simulado de trabalho, foi superior na utilização da ferramenta profissional *reciprocating saw*, comparativamente com a *multicutter* e consequentemente o esforço muscular exercido. Essa diferença poderá ser justificada pela diferença de peso das ferramentas, sendo a *reciprocating saw* quase quatro vezes mais pesada que a *multicutter*, e pela aparente maior dificuldade nas operações de corte da barra cilíndrica de metal. O aumento da intensidade do SEMG registado entre as duas ferramentas foi mais sentido no músculo FDS, com um aumento de  $\approx 23\%$  MVE; seguido do ECU ( $\approx 14\%$  MVE); FCR ( $\approx 9\%$  MVE) e por último o ED ( $\approx 8\%$  MVE).

#### 4.5. Avaliação da intensidade do SEMG nos músculos do antebraço quando expostos à vibração

De modo a avaliar a alteração do SEMG durante a exposição de cada um dos músculos à vibração foram comparados, para cada operador (n=40), os valores do SEMG em % MVE dos dois ensaios em vazio, com a ferramenta ON e OFF, sem cortar o material. De modo a efetuar uma análise quantitativa do impacto da vibração no esforço muscular, foi calculada a diferença e o rácio entre a % MVE dos dois ensaios referidos (Tabela 4.19).

**Tabela 4.19** - Média das diferenças e dos rácios calculados para cada músculo (n=40), entre o ensaio em vazio com a ferramenta OFF e o ensaio em vazio com a ferramenta ON

	FDS Média (min-max)	FCR Média (min-max)	ED Média (min-max)	ECU Média (min-max)
<i>Multicutter</i>				
% MVE <sub>Ferramenta ON</sub> / % MVE <sub>Ferramenta OFF</sub>	2,4 (1,1-10,4)	1,8 (1,0-7,5)	2,5 (1,1-8,4)	3,2 (1,0-16,8)
% MVE <sub>Ferramenta ON</sub> - % MVE <sub>Ferramenta ON</sub> (%)	3,4 (0,2-13,9)	1,4 (0,0-10,8)	1,5 (0,1-7,7)	3,3 (0,0-13,0)
<i>Reciprocating saw</i>				
% MVE <sub>Ferramenta ON</sub> / % MVE <sub>Ferramenta OFF</sub>	5,2 (1,8-16,5)	3,5 (1,1-10,7)	6,1 (2,2-15,9)	6,8 (1,7-21,1)
% MVE <sub>Ferramenta ON</sub> - % MVE <sub>Ferramenta ON</sub> (%)	22,3 (3,5-57,0)	8,2 (1,5-19,0)	13,9 (2,2-36,3)	16,6 (2,9-48,7)

Pelos valores da Tabela 4.19 concluímos que, a vibração em ambas as ferramentas, *multicutter* e *reciprocating saw*, provoca um aumento da intensidade do SEMG, como já tinha ficado demonstrado em 4.3. Esse aumento na intensidade do SEMG com a vibração é significativo para todos os músculos em estudo ( $p < 0,05$ ) excepto para o FCR, nos ensaios com a *multicutter* (Tabela 4.10 e 4.14).

A % MVE, sob o efeito da vibração das ferramentas (ferramenta ON), foi entre 1,1 - 16,8 vezes mais elevada comparativamente com o ensaio com a ferramenta desligada (ferramenta OFF) para a *multicutter*, e entre 1,1 - 21,1 vezes mais elevada na *reciprocating saw*. O aumento do esforço com a vibração em % MVE foi, em média, para os diferentes músculos, de 2,5 vezes superior na *multicutter* e de 5,4 vezes superior na *reciprocating saw*.

A diferença na % MVE verificada nos diferentes músculos, entre o ensaio com a ferramenta a trabalhar (ON) e o ensaio com a ferramenta desligada (OFF), sem cortar o material, chegou a 13,9 na *multicutter* com um valor médio de 2,4% MVE. Na *reciprocating saw* essa diferença situou-se entre 1,5 - 57,0% MVE e o seu valor médio foi de 15,2% MVE.

O músculo mais afetado pela exposição à vibração, em média (n=40) e para ambas as ferramentas, é o ECU, com um aumento do SEMG na casa dos 300% para a *multicutter* e dos 650% para a *reciprocating saw*, entre ambos os ensaios em vazio.





## **Capítulo 5**

---

### **Discussão dos Dados Empíricos**

## 5. Discussão dos Dados Empíricos

Neste estudo, foi analisado o SEMG em contexto simulado de trabalho, efetuando diferentes abordagens. A discussão dos resultados empíricos será sistematizada por vários tópicos, correspondentes às várias abordagens efetuadas e que vão ao encontro dos objetivos estabelecidos no Capítulo 1 desta dissertação.

### Normalização do SEMG

Em cada um dos testes protocolares, máximos (MVE) e sub-máximos (RVE), o valor do SEMG medido, em média, foi superior no músculo alvo (Tabela 4.2 e Tabela 4.4). Dos resultados obtidos confirmamos que os protocolos usados para normalização do sinal EMG, para cada um dos músculos, foram consistentes, pelo que poderão servir de referência em futuras investigações.

### Variabilidade do sinal EMG nos músculos do antebraço

A variabilidade (CV) do SEMG medido nos quatro músculos do antebraço dos operadores (n=40), nas operações realizadas em contexto simulado de trabalho, mostra valores de CV muito próximos nos ensaios com a *multicutter* ( $\approx 21\%$  CV) e nos ensaios com a *reciprocating saw* ( $\approx 23\%$  CV), o que nos indica que o conjunto de dados registados é razoavelmente homogêneo (Tabela 4.5 e Tabela 4.7).

Comparando as variáveis relativas aos ensaios com a *multicutter*, e com um nível de confiança de 95% ( $p < 0,05$ ), verificou-se que, para os quatro músculos, não existem diferenças significativas entre os valores dos CV nos ensaios sem cortar o material, com a ferramenta OFF e ON (variável 1 e 2). Comparando as seis variáveis associadas à ferramenta em funcionamento (ON), temos um valor médio de CV de 21,6% para os ensaios em corte e um valor médio de 20,7% para o ensaio em vazio. Estes valores não diferem significativamente, o que significa que o método utilizado nas operações de corte não introduzem variabilidade no SEMG.

Nos ensaios com a *reciprocating saw*, igualmente para um nível de confiança de 95% ( $p < 0,05$ ) e para os quatro músculos, de salientar um aumento significativo da variabilidade entre a variável 1, correspondente ao ensaio em vazio, com a ferramenta OFF, e as restantes variáveis ( $p < 0,05$ ). Comparando as seis variáveis associadas à ferramenta em funcionamento (ON), temos um valor médio de CV de 23,5% para os ensaios em corte e um valor médio de 24,8% para o ensaio em vazio. Apesar de existir uma redução da variabilidade (% CV), os valores não diferem significativamente ( $p > 0,05$ ), o que demonstra que as operações de corte, tal como aconteceu com a *multicutter*, não introduziram uma variabilidade significativa no SEMG.

### Intensidade do sinal EMG nos músculos do antebraço

Para a *multicutter*, de acordo com os valores de *p-level* obtidos na Tabela 4.10 e considerando um nível de confiança de 95% ( $p < 0,05$ ), verificamos que:

- O sinal EMG médio ( $n=40$ ), aumenta em cada músculo, em média,  $\approx 8\%$  MVE, nas operações a cortar o material relativamente aos ensaios em vazio (operador sem luvas e sem cortar o material). Assim, verifica-se que as operações individuais de corte aumentam significativamente o sinal EMG ( $p=0,000$ );
- Relativamente à utilização de luvas anti-vibratórias nas operações individuais de corte, não se verificaram diferenças significativas entre o sinal EMG registado nos ensaios sem luvas e nos ensaios com luvas, ou seja, o sinal EMG, em média ( $n=40$ ), não é afetado pela utilização de luvas anti-vibratórias;
- Para a maioria dos músculos, nas operações em corte com as luvas do tipo 3 e 4, verifica-se uma redução de  $\approx 1\%$  MVE do sinal EMG, relativamente às luvas do tipo 1 e 2;
- O músculo onde se registou o maior valor em % MVE foi o FDS, nos ensaios em vazio ( $\approx 5,4\%$  MVE) (variáveis 1 e 2), e o ECU nos ensaios em corte ( $\approx 17,5\%$  MVE) (variáveis 3, 4, 5, 6 e 7). Esse aumento de ativação do músculo ECU nos ensaios em corte pode ser justificado pelo esforço inerente ao movimento de corte.

Para a *reciprocating saw*, de acordo com os valores de *p-level* obtidos na Tabela 4.14 e considerando um nível de confiança de 95% ( $p < 0,05$ ), verificamos que:

- O sinal EMG, em média ( $n=40$ ), aumenta nas operações individuais de corte relativamente aos ensaios em vazio (operador sem luvas e sem cortar o material) ( $\approx 16\%$  MVE). Assim, verifica-se que as operações individuais de corte aumentam significativamente o sinal EMG;
- Nos ensaios em corte (ferramenta a cortar a barra de metal), para os músculos flexores (FDS e FCR), verifica-se que as operações com as luvas do tipo 1 e 4 aumentam o sinal EMG em  $\approx 10\%$  MVE relativamente ao ensaio sem luvas. Para os músculos extensores (ED e ECU), não se verificam diferenças significativas no SEMG nos ensaios com luvas anti-vibratórias, comparativamente aos ensaios sem luvas ( $p > 0,05$ );
- Ainda para os ensaios em corte, verifica-se uma redução do sinal EMG nas operações com as luvas do tipo 4 em  $\approx 5\%$  MVE, relativamente ao ensaio com as luvas do tipo 3;
- O músculo onde se registou o maior valor em % MVE foi o FDS ( $\approx 34\%$  MVE), seguido do ECU ( $\approx 28\%$  MVE).

#### Comparação do esforço muscular nos ensaios com a *multicutter* e a *reciprocating saw*

De um modo geral, em todos os ensaios e para todos os músculos, a utilização da *reciprocating saw* produziu um SEMG mais elevado comparativamente com o uso da *multicutter*. Em média, esse aumento é de 14% MVE para os diferentes músculos mas é especialmente notório no músculo FDS, onde esse aumento é de 23% MVE (Tabela 4.17). Essa diferença pode ser explicada pela diferença de peso entre as ferramentas (quase quatro vezes superior na *reciprocating saw*), pela potência de corte e pelas vibrações que cada ferramenta transmite ao sistema HAS.

#### Avaliação da intensidade do SEMG nos músculos quando expostos à vibração

Nos ensaios em vazio, com as ferramentas sem cortar o material e operando sem luvas, a vibração produzida pela *multicutter* e *reciprocating saw* em funcionamento (ferramenta ON) aumentou o esforço no antebraço entre duas a cinco vezes, relativamente ao esforço nos ensaios com as ferramentas desligadas (ferramenta OFF). Esse aumento, em ambas as ferramentas, foi mais sentido nos músculos extensores, em particular no músculo ECU. Neste músculo registou-se, em média, valores cinco vezes mais altos no SEMG devido à vibração.

É de salientar que foram tomadas todas as medidas preventivas possíveis para reduzir o efeito *crosstalk* em músculos adjacentes aos músculos em estudo e que, nos resultados obtidos, não existem evidências de que tal efeito tenha alterado de forma significativa o registo do sinal EMG em qualquer um deles.

## **Capítulo 6**

---

### **Conclusão e Recomendações**

## 6. Conclusão e recomendações

### 6.1. Principais conclusões

Na utilização de ferramentas profissionais potentes, em ambiente industrial ou na construção civil, existe o risco de ocorrerem lesões músculo-esqueléticas devido à transmissão de vibração da ferramenta para o antebraço dos operadores. É por isso muito comum, por parte das empresas, recorrer-se à utilização de luvas anti-vibratórias como equipamento de proteção individual (EPI), com o intuito de amortecer o impacto da vibração transmitida ao antebraço dos operadores e evitar a ocorrência de lesões.

O trabalho realizado permitiu analisar a atividade muscular em quatro músculos superficiais do antebraço, em contexto simulado de trabalho, através de uma técnica não invasiva: a eletromiografia de superfície. Através desta técnica procurou-se conhecer o comportamento de quatro músculos envolvidos em operações de prensão de duas ferramentas profissionais de corte, avaliando a variação do sinal EMG com a vibração e com a utilização de luvas anti-vibratórias. Foram controladas sete variáveis e os resultados obtidos dão-nos resposta às questões colocadas inicialmente no Capítulo 1.

Da análise dos dados empíricos é possível elaborar conclusões transversais às duas ferramentas:

- Verificou-se que a exposição à vibração dos quatro músculos do antebraço em estudo provoca um aumento significativo, duas e cinco vezes superior, do sinal EMG medido na *multicutter* e *reciprocating saw*, respetivamente ( $p < 0,05$ ). Este aumento do sinal EMG significa que a vibração da ferramenta provoca um aumento do esforço muscular do operador;
- Verificou-se também que as operações individuais de corte aumentam significativamente a intensidade do SEMG ( $\sim 12\%$  MVE para ambas as ferramentas) ( $p < 0,05$ ). Tal aumento significa que a execução do corte por parte do operador exige maior precisão e rigor de movimentos, resultando numa maior ativação muscular;
- De um modo geral, não se verificaram diferenças significativas, ou uma tendência na variação, do esforço no antebraço aquando da utilização de luvas anti-vibratórias, relativamente à não utilização das mesmas ( $p < 0,05$ ). Contudo, nas operações com a *multicutter*, verificou-se uma redução do sinal EMG quando se utilizaram as luvas do tipo 3 e 4 ( $\approx 6\%$ ); e nas operações com a *reciprocating saw*, verificou-se um aumento do sinal EMG ( $\approx 10\%$ ) nos músculos flexores, nos ensaios com luvas. Assim, para a escolha das luvas anti-vibratórias a utilizar, recomenda-se aquelas que forem mais confortáveis pela percepção do operador;
- Os músculos mais requisitados nesta investigação foram o FDS ( $\approx 34\%$  MVE) e o ECU ( $\approx 28\%$  MVE), pelo que devem ser os músculos alvo para futuros trabalhos de avaliação biomecânica utilizando ferramentas similares.
- Verificou-se a existência de um aumento significativo do esforço ( $\approx 10\text{-}25\%$  MVE) quando se utilizou a *reciprocating saw* comparativamente com a utilização da *multicutter*;

De um modo sucinto, podemos concluir que a exposição dos operadores à vibração causou um aumento involuntário na contração dos quatro músculos do antebraço, o que aumenta substancialmente o risco de aparecimento de lesões músculo-esqueléticas no punho e cotovelo dos operadores. Por este motivo, deve existir uma sensibilização das entidades empregadoras no sentido de equilibrarem os objetivos financeiros com medidas de prevenção no que respeita à saúde e segurança dos seus trabalhadores.

## **6.2. Recomendações para futuras investigações**

Durante a última década, a eletromiografia de superfície tem vindo a evoluir bastante, tendo-se tornado preponderante na avaliação ergonómica de postos de trabalho, através das suas importantes informações sobre a atividade e funcionamento muscular. Espera-se, com esta evolução, que os estudos de avaliação ergonómica relativos a trabalhos com ferramentas profissionais vibratórias continuem a aumentar, pois existe cada vez mais uma filosofia organizacional de prevenção, com o objetivo de mitigar os efeitos nocivos que o manuseamento deste tipo de ferramentas provoca na saúde dos operadores, quando não utilizadas corretamente.

De modo a aprofundar este estudo e conseguir uma avaliação mais complexa e rigorosa das premissas iniciais, é recomendado o seguinte:

- Incluir nos ensaios utilizando luvas anti-vibratórias medições em vazio (ferramenta OFF);
- Incluir ensaios com operadores esquerdinos;
- Avaliar e comparar o conforto sentido pelos operadores na execução das operações com as diferentes luvas anti-vibratórias e nas operações sem luvas;
- Perceber, na ótica do operador, quais as características que as luvas anti-vibratórias devem ter, de modo a obter-se uma melhor percepção de conforto;
- Realizar um estudo semelhante, em contexto simulado de trabalho, e tentar encontrar soluções para a redução da vibração na fonte, introduzindo novos métodos de corte que possam reduzir a atividade muscular;
- Avaliar o risco para a ocorrência de lesões profissionais.

Por forma a possibilitar uma análise mais aprofundada deste tema, estão disponibilizados em anexo três artigos científicos elaborados no seguimento deste trabalho laboratorial.





## Referências Bibliográficas

- Anatomy Study Buddy (2010). *Category Archives: Anterior/Posterior Forearm Muscles*. Mensagem publicada em <http://anatomystudybuddy.wordpress.com/>
- Andreassi, J. (2007). *Psychophysiology: Human behavior and physiological response*. Mahwah: Lawrence Erlbaum Associates.
- Bao, S., Mathiassen, S. E., & Winkelly, J. (1995). Normalizing Upper Trapezius EMG Amplitude: Comparison of Different Procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 5(4), 251-257.
- Basmajian, J. V., & De Luca, C. J. (1985). *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. Baltimore: Williams and Wilkins.
- Cabeças, J. M., & Milho, R. (2011). The efforts in the forearm during the use of anti-vibration gloves in simulated work tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 41, 289-297.
- Caldwell, L. S., Chaffin, D. B., Dukes-Dobos, F. N., Kroemer, K. H. E., Laubach, L. L., Snook, S. H., & Wasserman, J. (1974). A proposed standard procedure for static muscle strength testing. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 35(4), 201-206.
- Chang, C., Wang, M. J., & Lin, S. (1999). Evaluating the effects of wearing gloves and wrist support on hand-arm response while operating an in-line pneumatic screwdriver. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 24(5), 437-481.
- Correia, P., & Mil-Homens, P. (2004). *A Eletromiografia no Estudo do Movimento Humano*. Cruz Quebrada : FMH Edições.
- Criswell, E. (2011). *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. Canada: Jones and Bartlett Publishers.
- Day, S. (2002). *Important factors on surface EMG measurement*. Calgari: Bortec Biomedical Ltd. publishers.
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163.
- De Luca, C. J., & Merletti, R. (1988). Surface myoelectric signal cross-talk among muscles of the leg. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 69, 568-75.
- Delsys. *Technical Note 101: EMG sensor Placement*. Retirado de <http://www.delsys.com>

- Disselhorst-Klug, C., Schmitz-Rode, T., & Rau, G. (2009). Surface electromyography and muscle force: Limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications. *Clinical Biomechanics*, 24(3), 225-235.
- Dong, R. G., Wu, J. Z., & Welcome, D. E. (2005). Recent advances in biodynamics of human hand-arm system. *Industrial Health*, 43(3), 449-71.
- Fleming, S., Jansen, C., & Hasson, S. (1997). Effect of work glove and type of muscle action on grip fatigue. *Ergonomics*, 40 (6), 601-612.
- Fox, S. I. (2011). *Human Physiology*. New York, NY: McGraw-Hill.
- Fridlund, A., & Cacioppo J. (1986). Guidelines for human electromyography research. *Psychophysiology*. 23(5), 567-598.
- Fuglevand, A. J., Winter D. A., Patla A. E., & Stashuk, D. (1992). Detection of motor unit action potentials with surface electrodes: influence of electrode size and spacing. *Biological Cybernetics*, 67(2), 143-153
- Fukuda, T. Y., Echeimberg, J. O., Pompeu, J. E., Lucareli, P. R., Garbelotti, S., Gimenes, R. O., & Apolinário, A. (2010). Root Mean Square Value of the Electromyographic Signal in the Isometric Torque of the Quadriceps, Hamstrings and Brachial Biceps Muscles in Female Subjects. *The Journal of Applied Research*, 10(1), 32-39.
- Gandevia, S. C., Enoka, R. M., McComas, A. J., Stuart, D. G., & Thomas, C. K. (1995). Neurobiology of muscle fatigue. In S. C. Gandevia, R. M. Enoka, A. J. McComas, D. G. Stuart & C. K. Thomas (Eds.), *Fatigue-Neural and muscular Mechanism* (pp. 515-525). New York, NY: Plenum Press.
- Göbel, M. (2005). Electromyography. In N. Stanton, A. Hedge, K. Brookhuits, E. Salas & H. Hendrick (Eds), *Handbook of Human Factors and Ergonomics Methods* (pp. 191-200). USA: CRC Press.
- Guyton, A. C., & Hall, J. E. (2007). *Tratado de Fisiología Médica*. Madrid, Espanha: Elsevier
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for sEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374.

- Hopkins, P. (2005). Voluntary motor systems – skeletal muscle, reflexes, and control of movement. In H. Hemmings & P. Hopkins (Eds.), *Foundations of Anesthesia* (pp. 421-434). London, Uk: Mosby Elsevier.
- Hopkins, P. (2006). Skeletal muscle physiology. *Journal of Anesthesia*, 6(1), 1-6.
- Hoozemans, M., & Van Diee, J. H. (2005). Prediction of handgrip forces using surface EMG of forearm muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(4), 358–366.
- Jackson, J. A., Mathiassen, S. E., & Dempsey, P. G. (2009). Methodological variance associated with normalization of occupational upper trapezius EMG using sub-maximal reference contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(3), 416–427.
- Jonsson, B. (1978). Kinesiology: with special reference to electromyographic kinesiology. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology Supplement*, 34, 417-428.
- Kilner, J. M., Baker, S. N., & Lemon, R. N. (2012). A novel algorithm to remove electrical crosstalk between surface EMG recordings and its application to the measurement of short-term synchronization in humans. *Journal of Physiology*. 538, 919-930. doi: 10.1113/jphysiol.2001.012950
- Kong, Y. K., Hallbeck, M. S., & Jung, M. C. (2010). Crosstalk effect on surface electromyogram of the forearm flexors during a static grip task. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(6), 1223-1229. doi: 10.1016/j.jelekin.2010.08.001
- Kroemer, K. H. E., & Marras, W. S. (1980). Towards an Objective Assessment of the "Maximal Voluntary Contraction" Component in Routine Muscle Strength Measurements. *European Journal of Applied Physiology*, 45, 1-9.
- Kumar, S. (1996). Electromyography in Ergonomics. In S. Kumar & A. Mital (Eds.), *Electromyography in Ergonomics* (1-50). Londres: Taylor & Francis.
- Lamb, R., & Hobart, D. (1992). Anatomic and physiologic basis for surface electromyography. In G. L. Soderberg (Ed.), *Selected topics in surface eletromyography for use in the occupational setting: expert perspectives* (pp. 6-22). Washington: National Institute for occupational Safety and Health.
- Larivière, C., Plamondon, A., Lara, J., Tellier, C., Boutin, J., & Dagenais, A. (2004). Biomechanical assessment of gloves. A study of the sensitivity and reliability of electromyographic parameters used to measure the activation and fatigue of different forearm muscles. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 34(2), 101-116.

- Luttmann, A. (1996). Physiological basis and concepts of electromyography. In S. Kumar & A. Mital (Eds.), *Electromyography in Ergonomics* (pp. 51-95). London, Uk: Taylor & Francis.
- Marras, W. S. (1990). Industrial electromyography (EMG). *International Journal of Industrial Ergonomics*, 6, 89-93.
- Mathiassen, S. E., Winkel, J., & Hagg, G. M. (1995). Normalization of Surface EMG Amplitude from the Upper Trapezius Muscle in Ergonomic Studies - A Review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 5(4), 197-226.
- Mogk, J., & Keir, P. (2003). Crosstalk in surface electromyography of the proximal forearm during gripping tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), 63-71.
- Nishida, S. (2007). *Fisiologia Muscular* [Apontamentos]. Botucatu, Brasil: Instituto de Biociências de Botucatu. Disponível em: <http://www.ebah.com.br/content/ABAAABWkUAH/01-introducao-a-fisiologia>
- Perotto, A., Delagi, E. F., Iazzetti, J., & Morrison, D. (2005). *Anatomical Guide for the Electromyographer: the Limbs and trunk*. Springfield, IL: Charles C Thomas Publisher Ltd.
- Rouvière, H., & Delmas, A. (1999). *Anatomia Humana*. Barcelona: Masson S.A.
- Saladin, K. S. (2003). *Anatomy & Physiology: The Unity of Form and Function*. s.l: McGraw-Hill Education.
- Santos, P. J. (n.d.). *Fisiologia do musculo esquelético* [Documento PDF]. Porto, Portugal: Faculdade de Desporto da Universidade do Porto. Disponível em: [http://www.fade.up.pt/fisiologiageral/\\_arquivo/musculo\\_esqueletico.pdf](http://www.fade.up.pt/fisiologiageral/_arquivo/musculo_esqueletico.pdf)
- Soderberg, G.L. (1992). Recording Techniques. In G. L. Soderberg (Ed), *Selected topics in surface eletromyography for use in the occupational setting: expert perspectives* (pp. 6-22). Washington: National Institute for occupational Safety and Health.
- Soderberg, G. L., & Cook, T. M. (1983). An electromyographic analysis of quadriceps femoris muscle setting and straight leg raising. *Journal of the American Physical Therapy Association*, 63(9), 1434-1438.
- Stegeman, D., Blok, J. H., Hermens, H. J., & Roeleveld, K. (2000). Surface EMG models: properties and applications. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 313-326.

- Stegemen, D. F., & Hermens, H. J. (2007). *Standards for surface electromyography: the European project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)"* [Documento PDF]. Nimegue, Holanda. Disponível em: <http://www.med.uni-jena.de/motorik/pdf/stegeman.pdf>
- Veiersted, K. B. (1991). The reproducibility of test contractions for calibration of electromyographic measurements. *European Journal of Applied Physiology*, 62(2), 91-98.
- Vøllestad, N. K. (1997). Measurement of human muscle fatigue. *Journal of Neuroscience Methods*, 74(2), 219-227.
- Wilmore, J. H., Kenney, W. L., & Costill, D. L. (2012). *Physiology of sport and exercise*. USA: Human Kinetics.
- Winter, D. (1996). EMG interpretation. In S. Kumar & A. Mital (Eds.), *Electromyography in Ergonomics* (pp. 51-95). London, UK: Taylor & Francis.
- Winter D., Wong, E., Howarth S., & Callaghan J. P. (2009). Application of autocorrelation and cross-correlation analyses in human movement and rehabilitation research. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 39(4), 287-95.
- Zipp, P. (1982). Recommendations for the standardization of lead positions in surface electromyography. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 50(1), 41-54.



## ANEXOS

**Anexo I:** Artigo apresentado à revista *International Journal of Industrial Ergonomics*, Elsevier Editorial System (tm), a aguardar decisão de aceitação

**Anexo II:** Artigo incluído no livro editado pela *CRC Press* (grupo *Taylor & Francis*) após o simpósio Internacional sobre Segurança e Higiene Ocupacionais - SHO 2013

**Anexo III:** Artigo incluído no livro *Proceedings from International Symposium on Occupational Safety and Hygiene* SHO2013 (64-66). Guimarães: Portuguese Society of Occupational Safety and Hygiene (SPOSHO)

**Anexo IV:** Formulário de caracterização do operador / Meio envolvente





**Anexo I:** Artigo apresentado à revista *International Journal of Industrial Ergonomics*, Elsevier Editorial System (tm), a aguardar decisão de aceitação

---

The EMG signal in the forearm when working with a reciprocating saw in gloved and ungloved simulated work task

---

Cabeças, J.M., Roque, B., Messias, R., Batista, S.

Authors:

José Miquel Cabeças, PhD Industrial Engineering (1)  
Bernardo Simões Roque, BSc Industrial Engineering (1)  
Rui Rossa Messias, BSc Industrial Engineering (1)  
Susana Moreira Batista, MSc Sociology (2)

Institution

(1) Departamento de Engenharia Mecânica e Industrial  
(Mechanical and Industrial Engineering Department)  
Faculdade de Ciências e Tecnologia  
(Faculty of Science and Technology)  
Universidade Nova de Lisboa  
2829-516 Caparica, Portugal

(2) Cesnova – Centro de Estudos de Sociologia da Universidade Nova de Lisboa  
(Cesnova - Center of Sociological Studies)  
Faculdade de Ciências Sociais e Humanas  
(Faculty of Social and Humanities Sciences)  
Universidade Nova de Lisboa  
Av. de Berna, 26 C  
1069-061 Lisboa, Portugal

**Keywords:** anti-vibration gloves; electromyography; reciprocating saw; hand-arm vibration; forearm muscles

**Highlights**

- Non-significant differences in EMG signal with gloved or ungloved operations
- FDS was the muscle with the highest EMG signal (43% MVE)
- ECU was the second muscle with highest EMG signal (34% MVE)
- The %MVE with vibration load was 5.4 times higher than under static load
- An increase of 15.2%MVE was found in the four muscles due to the vibration load

## Abstract

The objective of this article is to analyze the levels of forearm electromyographic (EMG) signal associated with the use of anti-vibration gloves, in which the EMG signal with four different gloves and without gloves are compared. A professional reciprocating saw (sabre saw) was used in a simulated work environment. A vertical cut was performed by each subject ( $n=40$ ) over a period of up to 20 seconds continuously, in a 20 mm diameter mild steel round bar, without removing the tool from the bar. The ISO-weighted total root mean square (RMS) values of  $a_{hv}$  measured in the handle of the tool was in the range 15.20–26.20  $\text{m.s}^{-2}$ . The dominant vibration frequencies were in the 250–315 Hz and in the 40–50 Hz range (one third octave band). The right (dominant) forearm surface EMG signal was measured in four different muscles: the flexor digitorum superficialis (FDS), flexor carpi radialis (FCR), extensor carpi ulnaris (ECU) and extensor digitorum (ED). The vibration transmitted to the hand–arm system was measured with the accelerometer attached to the tool, using a triaxial accelerometer, and the signal recorded with an analyzer with real-time frequency analysis. No significant differences ( $p > 0.05$ ) were found in the measured EMG signals in the bare hand, or with the four types of gloves, during dynamic work with the tool. However FDS and FCR revealed a tendency toward an increase in the percentage of maximum voluntary EMG signal (%MVE) (10% increase in both muscles) in gloved operations; ED revealed a tendency toward a decrease in gloved operations (11% decrease in %MVE). During gloved and ungloved operations, FDS was the muscle with the highest %MVE value (43%MVE), followed by ECU (34%MVE), ED (20%MVE) and FCR (17%MVE). FDS and ECU muscles must be selected in biomechanical assessment of forearm fatigue during similar operations with the sabre saw. The %MVE in the four muscles under vibration load (with the tool on, however with the blade held off the material) was 5.4 times higher (1.1–21.1 times higher) than that under the static load (with the tool off). A mean increase in % MVE values of 15.2%MVE (1.5–57.0 %MVE) was found in the four muscles due to the vibration load. A substantial increase in the EMG signal in the four muscles was observed due to the vibration load, and consequently a substantial risk increase may be expected to musculoskeletal disorders in the wrist and elbow of the operators.

Relevance to industry: Anti-vibration gloves have been applied in industry to reduce the vibration transmitted into the hand and arms through the palms and fingers. This study analyzed forearm EMG signal during simulated work tasks performed with a vibrating tool, operated with the bare hand and with four different gloves.

## 1. Introduction

A reciprocating saw (sabre saw) is a type of saw in which the cutting action is achieved through a push and pulls reciprocating motion of the blade. Considering professional electrical sabre saw tools, typical working values vary between ~9 to 12 Amp, ~1,000 to 1,300 watts, ~3.7 to 4.2 kg, vibration total values ( $a_h$ , triax vector sum) determined according to EN 60745 ~14.6 to 50.3  $\text{m.s}^{-2}$  (mean value of 30.6  $\text{m.s}^{-2}$ ;  $n=23$  tools, right hand, according to C.D.C.).

During the use of the saw, in addition to the vibration exposure, workers may experience high arm and shoulder muscle loading, as a consequence of the force exerted to control the position and the reciprocating motion of the tool and the increased muscles activity that results from the vibration in its tendon. In the present study, a reciprocating saw was operated in a simulated work task, with bare hand and four different anti-vibration gloves.

Two main purposes of the study: (1) to analyze the intensity of forearm EMG signal associated with the use of anti-vibration gloves, in which the EMG signal with four different gloves and without gloves are compared; (2) to analyze the EMG signal increase in the forearm associated to the vibration load, relatively to the static load.

#### Muscle fatigue under vibration

The motor effects of vibration in humans were confirmed in 1965 by K.E. Hagbarth and G. Eklund. They observed that if a muscle was in initially moderately active, vibration its tendon caused a gradual increase in activity. The changes in active force induced were usually underestimated by the subjects (Eklund and Hagbarth, 1965). When vibration is applied to a muscle, the discharges of its motor units (MUs) become correlated with vibratory pulses. This effect has been extensively studied by single MU recording techniques by Lebedev (1992). Adamo (2002) concluded that hand vibration superimposed on sustained low grip force exertion exacerbates fatigue. Sensorimotor and biomechanical mechanisms are likely to contribute to an increase in muscle contractions and thus to the development of fatigue.

The tonic vibration reflex (TVR) is caused by vibratory activation of muscle spindles - muscle receptors sensitive to stretch. It is well known that vibration applied to a muscle or its tendon elicits a tonic reflex contraction in that muscle or its antagonist. This tonic activity superimposed on ongoing voluntary contractions is partly responsible for an increase in force exertion, force variability, and tendon stress (Park, 1993). Muscle fatigue may result from the influence of vibration exposure as the motor response to the altered sensory messages includes increases in force exertion and/or co-contractions (Adamo et al., 2002). Vibration exposure reduces tactility which affects the force exerted to manipulate a given tool (Westling and Johansson, 1984).

#### Electromyographic (EMG) crosstalk at forearm muscles

SEMG crosstalk (common signal) between adjacent muscles produces interferences that bury the surface EMG of the target muscle and reduce selectivity. Some studies in kinesiology estimated the amount of crosstalk among forearm muscles.

Kong et al. (2010) studied static power grip tasks in a neutral posture at different exertion levels. The EMG signals were collected from forearm flexors. The fraction of crosstalk ranged from 32% to 50% in the wrist-dedicated flexors and from 11% to 25% in the digit-dedicated flexors. Mogk and Keir (2003) studied SEMG crosstalk to evaluate the magnitude of common signal present between electrode pairs around the forearm. As expected, common signal decreased as the distance between electrode pairs increased. Overall, the percentage of common signal ranged from about 33–41% between adjacent electrode pairs, 8–10% at 6 cm and 2–4% at 9 cm. However, 50% common signal was detected between adjacent electrode pairs placed over the extensor muscles, while over 60% was observed between flexor electrode sites. About 1–2% common signal was found for comparisons made between flexor and extensor electrode pairs. For a single EMG sensor of multipolar electrodes located on a single muscle, three primary physical methods have been applied by Kong et al. (2010) for crosstalk reduction: small electrodes, short interelectrode distances, and double differential electrodes. Long distances between EMG sensors and double differential electrodes have been recommended to reduce crosstalk. The blind signal separation (BSS) method to remove crosstalk and in hand and forearm muscles during grip task has been applied for authors like Kilner et al. (2002), Farina et al. (2004) and Kong et al. (2010).

The forearm EMG measurements during static gloved and ungloved grip forces  
Electromyography has been widely used to measure hand forces in manual tasks and on workers using power hand tools (Dong, 2005). Larivière et al. (2004) studied the biomechanical effect of gloves on forearm muscles during handgrip efforts, with electrodes placed on the flexor digitorum superficialis (FDS), flexor carpi radialis (FCR), extensor carpi radialis longus (ECR), and extensor digitorum (ED). The authors found that the wrist extensor muscles (ECR and ECR&ED pair) were more sensitive than the flexors to the glove conditions and that the extensor muscles should therefore be the target muscle group in that type of a biomechanical assessment. In a different study (Larivière et al., 2010) the same muscles were selected to test the construct validity of two mechanical tests of glove stiffness using a SEMG methodology.

Wells et al. (2010) performed a study to document the effort required to use gloves of different sizes and thicknesses. The EMG signal of seven forearm muscles was measured whilst performing a set of standardized tasks. The purpose of a study by Greig and Wells (2008) was to explore the response of selected hand and forearm muscles during a wide range of static force and moment exertions. SEMG from eight sites of the hand and forearm and grip force were monitored. In general, ECU showed the highest activation of all muscles over a very wide range of tasks followed by ED and ECR. These findings support the notion that the extensors are heavily loaded during manual tasks. This strongly suggests that the forearm extensors and particularly ECU must be included when collecting EMG of the forearm to estimate demand in the distal upper limb. The three extensors monitored and the FDS site showed the highest relative activity.

Wimer et al. (2010) concluded that during maximum static gripping trials, the arm flexor and extensor muscle EMG activities were not significantly different among bare-hand and gloved-hand MVC trials (glove use was unlikely to cause any large change in the activity levels of the major muscles in the arms during MVC gripping actions). Larivière et al. (2010) during 5 s isometric grip contractions at 35% MVC with bare hand and different gloves stiffness concluded that subjects were required to produce greater muscular efforts when wearing gloves to achieve the same grip strengths that they delivered during bare-handed trials (16–21% increase in the %MVE, depending on the muscle).

The forearm EMG measurements during dynamic (vibration) gloved and ungloved grip forces

Armstrong et al. (2002) used EMG to assess muscle activity as workers performed their jobs, in the vicinity of FDS and ECR muscles, while operating hand vibrating tools ( $a_{hv}$  values between 3.3–11.8  $\text{m.s}^{-2}$ ). In addition to the vibration exposure, workers at the foundry experienced high peak muscle loading. Chang et al. (1999) evaluated the effects of wearing a glove and wrist support on hand-arm response while operating an in-line pneumatic screwdriver. Hand arm response was investigated in terms of triggering finger force, FDS EMG signal and hand-transmitted vibration with four glove levels ( $a_{hv}$  values between ~5–7  $\text{m.s}^{-2}$ ). Wearing the cotton glove required significantly greater FDS exertion (6.8%) than wearing the nylon one.

The EMG of finger flexor muscles was acquired by Gurram et al. (1995) under different static and dynamic loads, for various levels of grip forces and magnitudes of vibration frequencies in the 20–1000 Hz range. FDS EMG signal increased considerably with the grip force under static as well as dynamic loads. EMG under dynamic loads was observed to be 1.5–6.0 times higher than that under the static loads.

Radwin et al. (1987) studied grip force exerted at a simulated hand tool vibrating at 9.8  $\text{m.s}^{-2}$  and 49  $\text{m.s}^{-2}$ , at 40 Hz and 160 Hz frequencies, with different load weights. Average

grip force increased 27% from without vibration to vibration at 40 Hz, and increased 7% to vibration at 160 Hz. Average grip force also increased 16% when the acceleration increased from  $9.8 \text{ m.s}^{-2}$  to  $49 \text{ m.s}^{-2}$ . A second experiment studied hand muscles responses using EMG for subjects holding a handle vibrating at  $8 \text{ m.s}^{-2}$  (ISO weighted) at different frequencies and grip forces. Muscle responses were greatest at frequencies where grip force was affected, indicating that the tonic vibration reflex was the likely cause of increased grip exertions.

Cabeças and Milho (2011) analyzed by SEMG the levels of forearm muscular activation associated with the use of anti-vibration gloves, during the use of two different vibrating tools, in four different muscles: FDS, FCU, ECRL and ECU. ECU was the muscle with the highest measured %MVE for all the operators and all the tools. No significant differences were found in the EMG signal during gloved or ungloved operations.

#### The elbow flexor and extensor muscles EMG measurements during dynamic (vibration)

Mischi and Cardinale (2009) evaluated the activation and coactivation of biceps and triceps muscles during isometric exercise performed with and without superimposing a vibration stimulation of 28 Hz. A significant EMGRMS increase was observed when vibration was applied. An increase of 26.1% and 18.2% in the biceps and triceps during elbow flexion and an increase of 77.2% and 45.2% respectively during elbow extension.

Jones and Hunter (1985) during briefly maintained, submaximal contractions, subjects were required to estimate the perceived magnitude of isometric forces exerted by the elbow flexor muscles under normal conditions and during vibration of the right biceps tendon. There was a significant overestimation of the forces exerted by the vibrated biceps muscle, associated with an increase in the EMG of the biceps and triceps muscles of the reference arm.

## **2. Materials and methods**

### **2.1 The equipment**

The hand tools used in the research was a Bosch reciprocating saw GSA 1200 E professional sabre saw 220V, equipped with metal saw blade S1122BF (225 mm/ 9"), with a no-load stroke rate between 0 – 2,800 spm, 3.7 kg weight without cable, vibration total values (triax vector sum) determined according to EN 60745:  $a_h=19 \text{ m.s}^{-2}$ , uncertainty  $K=5.5 \text{ m.s}^{-2}$  (cutting wood values). The tool was operated at maximum rate during the operations (2,800 spm) (Figure 1.).



Figure 1. A Reciprocating Saw Bosch GSA 1200 E Professional used in the research

The sabre saw performed transversal cuts at a 20 mm diameter Mild Steel Round Bars. Four types of anti-vibration gloves (meets ISO 10819: 1996) were used by the subjects in the research (Figure 2): Type 1 glove, molded Gfom padding on the palm, fingers and thumb, 100% grain cowhide leather, sewn with Kevlar; Type 2 glove, anti-vibration Air

Glove, full finger all leather style , utilizing patented Air technology in the palm, fingers and thumb, driver style cuff; Type 3 glove, with polymer in the palm, the palm and palm-side fingers made of abrasion-resistant material, the backs of the fingers and thumb made of breathable stretch spandex, the back of the glove covered by a tough, micro-injected dorsal shell, a woven elastic cuff features a rugged; Type 4 glove, neoprene/leather/elastic cuff, incorporates patented polymer, pigskin leather palm and fingers, neoprene knuckle pad, closure with woven elastic cuff (Figure 2.).



Figure 2. The anti-vibration gloves used in the research: (a) Type 1 glove; (b) Type 2 glove; (c) Type 3 glove and (d) Type 4 glove

## 2.2 The subjects

Forty volunteer adult subjects participated in the study (Table 1). The maximum handgrip strength tests were performed with the participants seated, the forearm supported on a table with a 90° flexed elbow, exerting a power grip in a Hand Dynamometer (Lafayette Hand Dynamometer, model 78010, Lafayette Instrument Company, USA). The grasping distance was previously adjusted to the participants' handgrip. Each participant was encouraged to exert a maximum hand grip over a period of up to five seconds, with a rest period of up to a minute between tests. Three readings were taken for each measurement.

Table 1. Mean (SD) and range of age, anthropometrics and muscular strength for the subjects (n=40)

Demographic data	Mean (SD)	Range
Male subjects (n)	40	-----
Age (years)	24.6 (2.5)	19-33
Height (cm)	176.5	160-186
Weight (kg)	73.0 (7.4)	58-88
Handgrip strength – Right hand (kg)	41.7 (8.9)	21.3-66.7

## 2.3 Electromyography

Surface EMG was recorded using small disposable bipolar rectangular electrodes, highly conductive wet gel, skin contact size 30x20 mm, with a wire sensor area of 28 mm<sup>2</sup> and a gel area (measuring area) of 95 mm<sup>2</sup>, placed with a 20 mm center-to-center distance (Ag/AgCl sensor, Ambu Blue Sensor N-00-S, Ambu A/S, Ballerup, Denmark).

Data was measured in the right forearm, in the M. flexor digitorum superficialis (FDS flexes the middle phalanges of medial four digits; acting more strongly, it also flexes the proximal phalanges and hand), M. extensor carpi ulnaris (ECU extends and

adducts/cubical deviation of the hand at the wrist joint), M. flexor carpi radialis (FCR flexes and helps to abduct the hand at the wrist joint), M. extensor digitorum (ED Extends medial four digits at metacarpophalangeal joints; extends hand at wrist joint). These muscles were chosen as being representative for hand grip demand.

The skin over the muscles was carefully prepared. The location of the electrode pair in the FDS muscle was according to Perotto (2005) and Kong (2010); the recommendations of Delsys (n.a.) regarding the position of the FDS in order to avoid overlying the FCR and other muscles were taken into consideration. In the ECU and ED muscles, the location of the electrode pair was according to Zipp (1982) and in the FCR according to Perotto (2005).

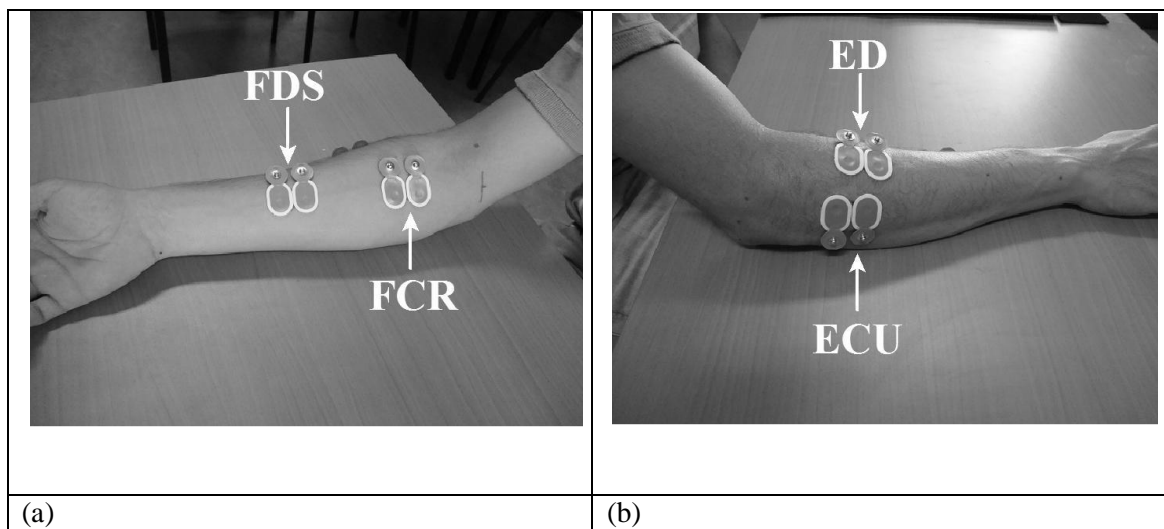


Figure 3. The location of EMG electrodes in: (a) the ventral forearm (FDS and FCR muscles); (b) the dorsal forearm (ED and ECU muscles)

The EMG cables were secured for tool operations with Surgifix tubular elastic net bandage to prevent the cables from swinging and causing movement artifacts. The EMG electrodes were carefully taped to the skin. Data was recorded by a four-channel Muscle Tester ME6000 (MEGA Electronics Ltd, Kuopio, Finland) with a sampling frequency of 1,000 Hz, and the root-mean-square (RMS) was calculated with a frame width of 100 ms. Data was transferred and stored in a microcomputer with MegaWin v.2.3 software. EMG measurements were performed in the dominant arm of the operator, the one operating the trigger of the tools.

The following EMG terminology was used in this paper: Maximum voluntary contraction (MVC) is the subject's greatest exertion against a specific load; sub-maximum voluntary contraction (RVC) is a sub-maximum exertion against a specific load; MVE and RVE are the EMG measurement during MVC and RVC exertions, respectively; %MVE and %RVE are the EMG measurement during the tool operations relative to the MVE and RVE measurements, respectively. EMG data was normalized using a maximum isometric contraction (MVE test) and also by using a sub-maximum isometric contraction (RVE test). Both normalization procedures were performed in each muscle in order to compare the consistency of the results and to control any eventual bias that may occur in the maximum voluntary contraction protocols. Normalization was performed to the bare hand in order to reduce the variations among different subjects.

### Maximum isometric tests

The maximum isometric tests were performed in the right arm (the dominant one), with the same muscle action, and joint angle as the task EMG, with the participants seated in a chair with adjustable height, the forearm resting at the olecranon level in a soft expanded polystyrene (EPS) plate supported on a table, with the elbow flexed 90° and the hand with the palm face down, extended according to the direction of the forearm (isometric – specMVC as referred to by Burden (2010)). The subjects were instructed to maintain, during the tests, the hand in the horizontal orientation, palm side down, extended and aligned with the direction of the forearm.

Four test protocols were executed: in P1, each participant was encouraged to exert a maximum palmar wrist flexion against a Lafayette Manual Muscle Tester, model 01163 (MMT), pressing in the metacarpophalangeal joints; in P2 each participant was then encouraged to exert a maximum fingers extension against the MMT, pressing the proximal interphalangeal joints; in P3 each participant was encouraged to exert a maximum dorsal wrist extension simultaneously with a maximum ulnar wrist deviation against the MMT, pressing in the dorsal metacarpophalangeal joints; and finally, in P4 each participant was encouraged to exert a maximum hand grip exertion against a Hand Dynamometer (the grasping distance was previously adjusted to the participants' handgrip). Wimer et al. (2009) argue that grip strength measured with Jamar handle may not be reliably applicable to the design and risk assessment of some tools with cylindrical handles. In this research the Jamar grip force was used to normalize M. flexor digitorum superficialis EMG data relative to a maximum isometric muscular contraction. The authors suggested that similar amounts of muscle activities during the MVC grip actions may be obtained regardless of handle type.

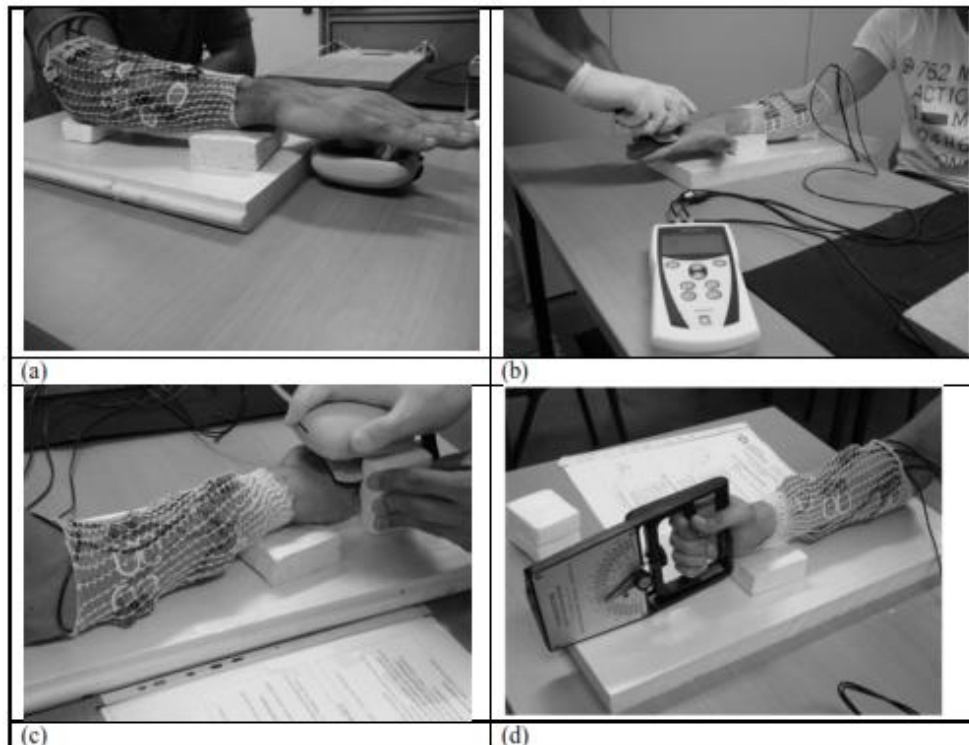


Figure 4. The MVE protocols: (a) P1 (maximum palmar wrist flexion against the MMT); (b) P2 (maximum fingers extension against the MMT); (c) P3 (maximum dorsal wrist extension simultaneously with maximum ulnar wrist deviation against the MMT); (d) P4 (maximum hand grip exertion against a Hand Dynamometer)



For each effort protocol, three trials of isometric contractions tests were obtained over a period of up to five seconds, with a rest period of up to two minutes between trials. The EMG data was recorded in the four muscles during each protocol. The highest value among the three trials was chosen as the MVE normalization reference.

To normalize the EMG data relative to a maximum isometric muscular contraction, the following protocols were selected in order to determine the maximum voluntary EMG signal (MVERMS,  $\mu V$ ) in each muscle: M. flexor digitorum superficialis: protocol P4; M. flexor carpi radialis: protocol P1; M. extensor digitorum: protocol P2; and M. extensor carpi ulnaris: protocol P3.

#### Sub-maximum isometric tests

Sub-maximal isometric contraction tests (RVE) were performed in order to evaluate EMG signal in the different muscles (isometric – sub<sub>MVC</sub> as referred to by Burden (2010)), with the same muscle action, and joint angle as the task EMG.

A simple mechanism allows the application of a constant force in different directions at the right hand (the dominant one). The sub-maximum isometric tests were performed with the participants seated in a chair with adjustable height, the forearm resting at the level of the wrist and olecranon in two soft expanded polystyrene (EPS) plates supported on a table, with a 90° flexed elbow and the hand with the palm surface down, extended according in the direction of the forearm. The subjects were instructed to maintain the hand in the horizontal orientation with the palm surface down, extended and aligned with the direction of the forearm. Four test protocols were executed: (a) in P5, two different forces were simultaneously applied at the metacarpophalangeal joints: a force of 2.5 kg in the vertical direction (to provoke a wrist flexion effort) and a force of 2.5kg in the horizontal- right direction (to provoke a wrist radial deviation effort); (b) in P6, two different forces were simultaneously applied at the metacarpophalangeal joints: a constant force of 2.5 kg in the vertical direction (to provoke a wrist extension effort) and a force of 2.5 kg in the horizontal-left direction (to provoke a wrist ulnar deviation effort); (c) in P7, a force of 2.5 kg was applied at the proximal interphalangeal joints, in the vertical direction (to provoke a wrist extension); (d) and in P8 with a half-arm pronation (ulnar face down) a constant grip force of 10 kg was applied in the Hand Dynamometer.

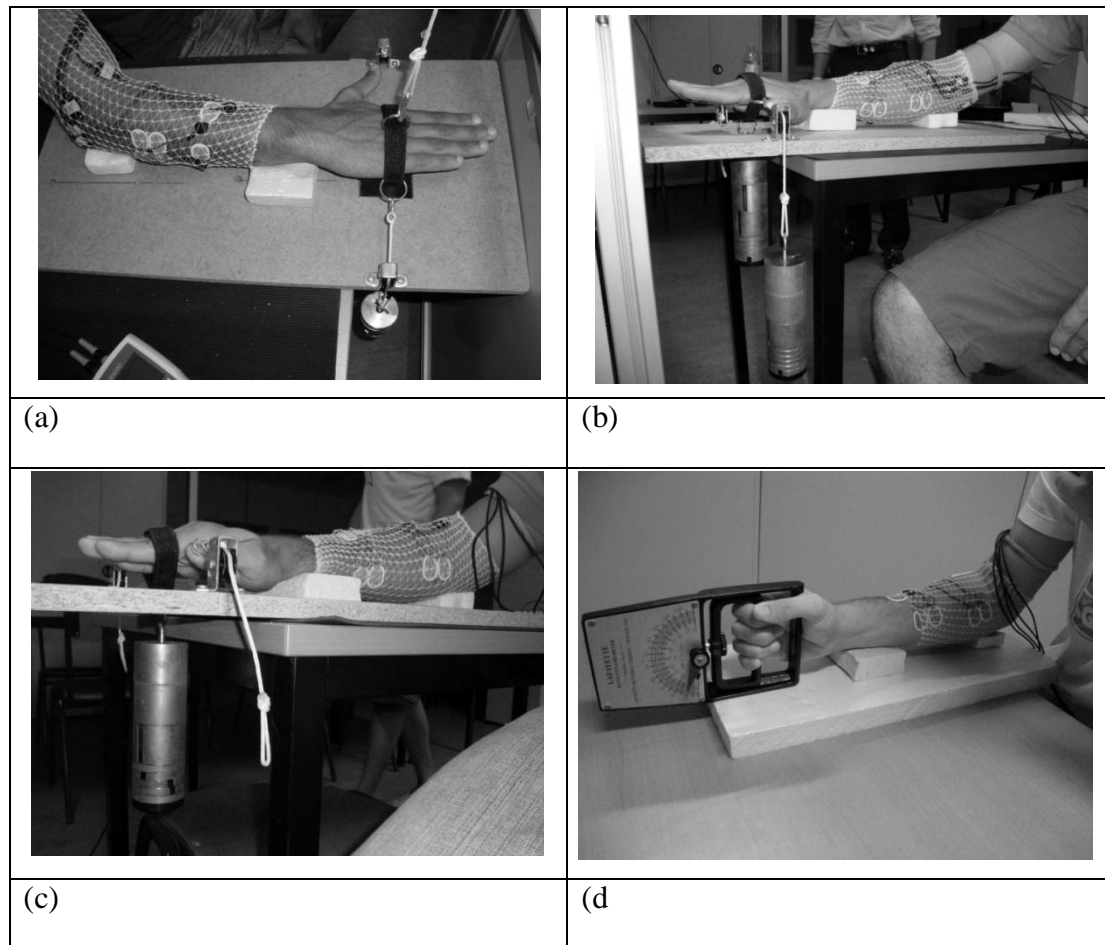


Figure 5. The RVE protocols: (a) P5 (a constant force of 2.5 kg was applied in the vertical up direction simultaneously with a constant force of 2.5 kg in the horizontal-right direction); (b) P6 (a constant force of 2.5 kg was applied in the vertical down direction simultaneously with a constant force of 2.5 kg in the horizontal-left direction); (c) P7 (a constant force of 2.5 kg was applied at the proximal interphalangeal joints, in the vertical direction); (d) P8 (with a half-arm pronation a constant force of 10 kg was applied in the hand dynamometer).

The EMG data for the four muscles was recorded during each protocol. For each protocol, three trials of isometric contraction tests were obtained over a period of up to 15 seconds, with a rest period of up to two minutes between trials. The average amplitude was calculated for the middle 10-second period of each trial (Mathiassen et al., 1995). The average value among the three trials was chosen as the RVE normalization reference.

To normalize the EMG data relative to sub-maximum isometric muscular contractions, the following protocols were selected for the purpose of determining the relative voluntary EMG signal ( $RVE_{RMS,\mu V}$ ) in each muscle: M. flexor Digitorum superficialis: protocol P8; M. flexor carpi radialis: protocol P5; M. extensor digitorum: protocol P7; M. extensor carpi ulnaris: protocol P6.

## 2.4 The vibrations measurement

The vibration transmitted to the hand–arm system was measured using a triaxial accelerometer (Model 3023A2, 10mV/g, 4 grams, Dytran Instruments, Inc.) and the signal

recorded with a VI-410 PRO vibration analyzer, real-time frequency analysis (Quest Technologies), which complies with the specifications of the standards ISO 8041:2005, ISO 5349-1,2:2001, ISO 2631-1,2:2003, ISO 10816 and IEC 61672-1. Measurements were performed with the vibration meter with the accelerometer attached to the tools according to recommendations of ISO 5349-2:2001.

Measurements were also performed with the accelerometer attached to the wrist of the subject's dominant arm by means of a special device fixed to the wrist. In this paper only the values referred to tool handle measurements will be presented.



Figure 6. The location of the triaxial accelerometer in the handle of the reciprocal saw

The acceleration frequency-weighted RMS values of  $a_{hwx}$ ,  $a_{hwy}$ ,  $a_{hwz}$  and  $a_{hv}$  ( $\text{m.s}^{-2}$ ) were recorded in the vibration meter during operations time. The log rate time was set to 1 s in order to analyze the variability of the results. Full octave band (1/1) frequency vibration spectrum (non-weighted) was recorded. The vibrations were measured in the dominant arm of the operator, the one operating the trigger of the tools. During operations time, the progress of the acceleration frequency-weighted RMS values of  $a_{hwx}$ ,  $a_{hwy}$  and  $a_{hwz}$  ( $\text{m.s}^{-2}$ ) were carefully observed in the vibration meter. Stable values of RMS acceleration were observed in the end of each measurement time.

## 2.5. The hand-tools operations protocol and EMG/Vibrations measurements

The hand-tool operations were performed during simulated work tasks. The subjects were instructed to make a vertical cut with the sabre saw over a period of up to 20 seconds continuously, in a 20 mm diameter mild steel round bar, without removing the tool from the bar, (see Figure 5). The operations were repeated by each subject with bare hand, and with the four types of anti-vibration gloves. The operators were instructed to perform the operations continuously, with a uniform forward speed and forward force applied in the blades, without removing the tool from the material, with the hand operating at the elbow level, gripping the tools as lightly as possible. Reference EMG measurements were performed with the tool power off and EMG and vibration measurements were performed with the tool power on, however without cutting the materials (blades held off the materials). Prior to data collection, the subjects received training in handling the sabre saw. Two groups of EMG and vibration measurements were performed: (1) measures with the accelerometer located in the tools handle according to recommendations of ISO 5349-2:2001 ( $n=8$  operators) and (2) measures with the accelerometer located in the wrist ( $n= 32$  operators).

The following protocol was executed by each subject in each group of measurements: (1) maximum isometric test (EMG recording); (2) EMG preliminary reference measurement (3 readings of 10 s) with the operator supporting the tool with bare hand and the power off; (3) Simultaneous EMG and vibration reference measurements with bare hand and the power on, however, there was no contact between the blade and the material (blades held off the materials); (4) Simultaneous EMG and vibration measurements (3 readings of 20 s) with the tool cutting the material, with bare hand, and with the four types of anti-vibration gloves.

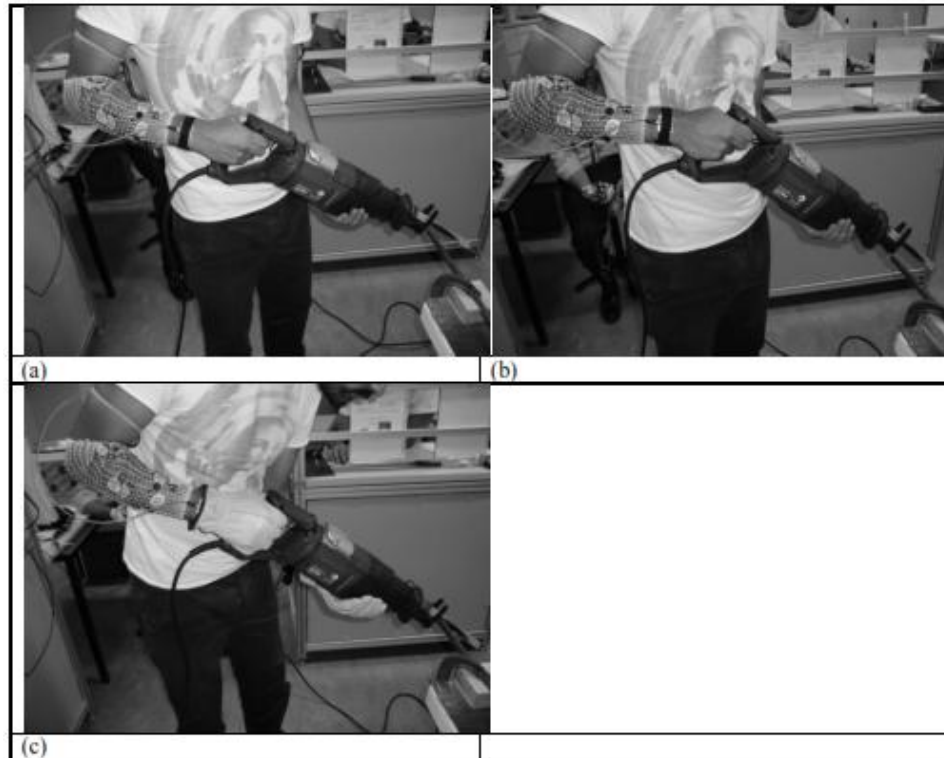


Figure 7. (a) EMG preliminary reference measurement with the operator supporting the sabre saw with bare hand and the power off; (b) Simultaneous EMG and vibration reference measurements with bare hand and the power on, however, there was no contact between the blade and the material (blade held off the material); (c) Simultaneous EMG and vibration measurements with the blade cutting the material, with bare hand, and with the four types of anti-vibration gloves

## 2.6 Statistical analysis

The research design included the same subjects operating with the reciprocating sabre-saw in different conditions (bare hand and the four types of gloves). In order to compare the variability of  $a_{hv}$  measured in the handle of the hand tools or in the wrist of the operators, repeated measures ANOVA - which uses an F statistic to determine significance - were conducted. In addition to the usual assumptions of these analysis (independence of observations and normality), repeated measures ANOVA implies sphericity. If this assumption was not met by Mauchly test, Greenhouse-Geisser (if epsilon < 0.75) or Huynh-Feldt (> 0.75) correction were considered to determine a more accurate p-value. Whenever significant differences were found, we used post-hoc comparisons using the Bonferri correction to compare different pairs of variables. All tests were conducted in SPSS – version 18.0 for Windows.

### 3. Results

Different groups of results were found in this research.

#### 3.1 The variability of vibration total value of frequency-weighted RMS acceleration

Forty operators performed operations with the sabre saw in simulated work tasks over a period of 20 s. The log rate time of the vibrations measurements was set to 1 s in order to analyze the variability of ISO-weighted total RMS  $a_{hv}$  values ( $CV (\%) = SD/a_{hv} \times 100$ ) in the handle of the tool during the operations (Table 2).

Table 2. The variability of ISO-weighted total RMS acceleration values measured in the handle of the sabre saw (n=8 subjects) during simulated operations (log rate time= 1 s; 20 readings per subject)

	Handle measurement CV (%) Mean (Range)
Blade held off the material	
Bare hand, tool on	2.4 (0.7-4.6)
Blade cutting the material	
Bare hand	5.2 (1.2-10.8)
Type 1 glove	2.4 (1.2-4.6)
Type 2 glove	2.5 (0.7-6.0)
Type 3 glove	1.9 (0.8-3.2)
Type 4 glove	2.2 (0.8-5.2)
No significant differences between the six variables ( $p>0,05$ )	

A repeated measures ANOVA was conducted to test if the six variables had the same mean. The test corrected with Greenhouse-Geisser delivered no significant difference between the six variables in the handle measurement ( $F(1.478; 10.348) = 4.123, p=0.057$ ). The CV of the ISO-weighted total value RMS acceleration measured in the handle of the tool, with the blade cutting the material were not significantly different from the values with the blade held off the materials, which means that individual cutting operations didn't introduce a significant variability in the total value of frequency-weighted RMS acceleration (the operators were instructed to perform the operations continuously, with a uniform forward speed and forward force applied in the saw blades, gripping the tools as lightly as possible).

#### 3.2 The vibration measured in the handle of the hand tool

Measures in the tool handle (Table 3.) were taken with a log rate of 1 s, during operations time of 20 s. Mean and range values were calculated based on 20 readings per operation.

Table 3. The ISO-weighted total RMS values of  $a_{hv}$  measured in the handle of the tool during simulated operations with the sabre saw (n=8 subjects; 20 s operation time)

Handle measurement $a_{hv}$ ( $m.s^{-2}$ ) Mean (range)	
Blade held off the material <sup>2</sup> Bare hand, tool on	17.94 (16.00-20.90)
Blade cutting the material <sup>3</sup> Bare hand	19.91 (16.80-26.20)
<sup>4</sup> Type 1 glove	18.29 (15.60-20.80)
<sup>5</sup> Type 2 glove	17.05 (15.20-19.10)
<sup>6</sup> Type 3 glove	18.06 (15.20-20.60)
<sup>7</sup> Type 4 glove	17.78 (15.40-20.90)
Significant difference between the variables ( <sup>4</sup> ) and ( <sup>5</sup> ) ( $p<0.05$ ); significant difference between the variables ( <sup>5</sup> ) and ( <sup>6</sup> ) ( $p<0.05$ )	

A repeated measures ANOVA was conducted to test if the six variables had the same mean. The test corrected with Greenhouse-Geisser delivered a significant difference between the variables  $F(1.761; 12.330)=4.074$ ,  $p=0.033$ . Post hoc tests using the Bonferroni correction revealed a significant difference between  $a_{hv}$  variables measured in the handle of the tool when using Type 1 and Type 2 gloves ( $p=0.024$ ) and when using Type 2 and Type 3 gloves ( $p=0.033$ ) and non-significant differences between blade held off the material values and blade cutting the material values. This finding reveals that the main source of vibration in these operations was the sabre saw mechanism; the impact of the cutting operations in the vibration transmitted to the handle of the tool was not significant.

For the sabre saw and for the type of operation performed in this research, the dominant vibration frequencies were in the 250-315 Hz and in the 40-50 Hz range (one third octave band). Most of the vibration energy of the tool is at this frequency range (Table 7).

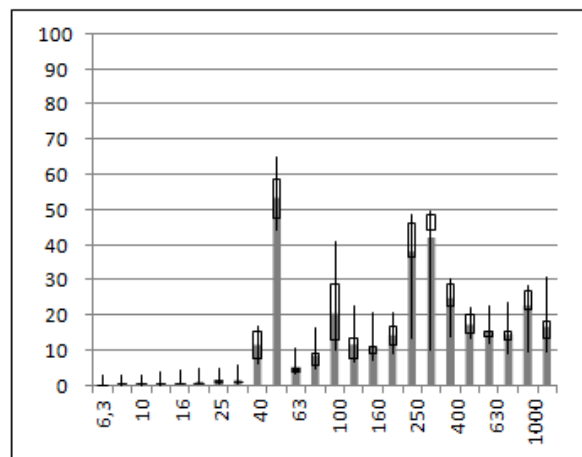


Figure 8. The vibration total value of frequency un-weighted RMS accelerations ( $m.s^{-2}$ ) in the sabre saw, measured in the handle (n= 8 subjects) with bare hand (mean, maximum, minimum, P25 and P75 values)



### 3.3 The variability of EMG signal ( $\mu\text{V}$ ) in the forearm of the operators

Forty operators performed operations with the sabre saw in a simulated work task over a period of 20 s. The EMG frame width measurement was set to 0.1 s. The variability of EMG signal was calculated to each measurement ( $\text{CV} (\%) = \text{S.D.}_{\text{EMG } \mu\text{V}} / \text{Average EMG } \mu\text{V} \times 100$ ), and averaged to the sample of 40 operators (Table 4).

Table 4. The variability (CV) of EMG signal ( $\mu\text{V}$ ) measured in the forearm of the operators ( $n=40$  subjects) during simulated operations with the sabre saw (frame width = 0.1 s)

	FDS CV (%) Mean (range)	FCR CV (%) Mean (range)	ED CV (%) Mean (range)	ECU CV (%) Mean (range)
Blade held off the material				
<sup>1</sup> Bare hand, tool off	19.0 (5.1-62.5)	19.7 (8.7-50.0)	19.7 (5.0-78.6)	18.1 (4.0-47.6)
<sup>2</sup> Bare hand, tool on	22.5 (13.6-54.8)	24.9 (10.5-64.9)	25.3 (14.1-60.3)	26.6 (10.6-65.0)
Blade cutting the material				
<sup>3</sup> Bare hand	21.7 (15.3-31.6)	22.7 (14.4-40.4)	22.0 (6.4-41.7)	19.9 (13.5-38.0)
<sup>4</sup> Type 1 glove	24.3 (16.5-36.4)	24.0 (14.5-60.6)	24.1 (11.7-46.6)	22.1 (12.7-46.3)
<sup>5</sup> Type 2 glove	22.7 (10.2-37.1)	24.5 (15.6-57.3)	26.4 (12.0-49.7)	22.4 (13.6-48.1)
<sup>6</sup> Type 3 glove	23.1 (15.0-31.1)	22.7 (13.5-32.9)	25.3 (11.8-44.4)	22.1 (13.2-42.0)
<sup>7</sup> Type 4 glove	24.0 (15.3-33.5)	22.9 (13.9-39.6)	28.4 (10.6-59.1)	25.1 (13.4-51.4)

Significant differences between the grouping variable (<sup>1</sup>) and the grouping variables (<sup>2</sup>), (<sup>4</sup>), (<sup>5</sup>), (<sup>6</sup>), (<sup>7</sup>) ( $p < 0.05$ ); non-significant differences between the grouping variable (<sup>2</sup>) and the grouping variables (<sup>4</sup>), (<sup>5</sup>), (<sup>6</sup>), (<sup>7</sup>) ( $p > 0.05$ )

A repeated measures ANOVA with a Greenhouse-Geisser correction was conducted to test if the variables (grouping the data related to the four muscles in the same variable) had the same mean. Comparing the seven variables, the tests determined that mean CV value in the EMG signal ( $\mu\text{V}$ ) differed statistically significantly between the variables:  $F(3.749; 577.282) = 14.026$ ,  $p = 0.000$ . Post hoc tests using the Bonferroni correction revealed a significant difference in CV values between bare hand with tool off and the remaining six variables (except bare hand with the blade cutting the material).

Comparing the six variables associated to tool on (with the blade cutting and with the blade held off the material), the tests determined that mean CV value in the EMG signal ( $\mu\text{V}$ ) differed statistically significantly between the variables:  $F(2.824; 437.653) = 6.645$ ,  $p = 0.000$ . Post hoc tests using the Bonferroni correction revealed non-significant difference in CV values between tool on operations with blade held off the material (bare hand), and the remaining five variables (except blade cutting the material operations with bare hand). The mean CV value of EMG signal ( $\mu\text{V}$ ) for the four muscles, with the blade cutting the material, was 23.5%. This value is not significantly different from the values with the blade held off the materials with tool on (mean value of 24.9%) (exception to blade cutting the material operations with bare hand), which means that the cutting method didn't introduce a significant variability in the EMG signal ( $\mu\text{V}$ ).

### 3.4 The intensity of EMG signal in the forearm of the operators

To each operator, EMG data was normalized to a maximum isometric muscular contraction in each muscle ( $\% \text{MVE} = \text{EMG}_{\text{RMS}, \mu\text{V}} / \text{MVE}_{\text{RMS}, \mu\text{V}} \times 100$ ) (Table 5).

Table 5. Mean (range) of measured EMG signals (%MVE) in the different muscles, during operations with the sabre saw (n=40 subjects).

	FDS %MVE Mean (range)	FCR %MVE Mean (range)	ED %MVE Mean (range)	ECU %MVE Mean (range)
Blade held off the material				
<sup>1</sup> Bare hand, tool off	6.4 (1.3-17.6)	4.3 (1.3-10.7)	3.1 (1.1-7.8)	4.1 (1.3-13.5)
<sup>2</sup> Bare hand, tool on	29.4 (7.7-62.7)	12.2 (1.9-22.8)	16.6 (4.0-40.3)	21.9 (5.5-70.5)
Blade cutting the material				
<sup>3</sup> Bare hand	37.3 (9.7-88.3)	15.9 (4.8-38.6)	21.5 (4.3-88.9)	33.8 (12.4-72.4)
<sup>4</sup> Type 1 glove	43.2 (13.0-83.9)	18.8 (4.6-44.8)	19.6 (4.9-57.1)	35.6 (18.0-57.5)
<sup>5</sup> Type 2 glove	37.9 (10.2-84.3)	16.4 (5.1-33.8)	19.6 (4.0-79.1)	33.4 (12.8-61.5)
<sup>6</sup> Type 3 glove	41.4 (12.2-93.1)	16.1 (5.1-30.9)	17.2 (1.6-60.3)	36.1 (15.5-98.2)
<sup>7</sup> Type 4 glove	41.9 (12.0-90.3)	18.8 (4.5-43.5)	19.6 (4.0-62.3)	31.2 (16.5-55.0)
Significant difference between the variables ( <sup>1</sup> ) and ( <sup>2</sup> ) in FDS, FCR, ED and ECU muscles (p=0.000); FDS: significant differences between the variables ( <sup>4</sup> ) and ( <sup>5</sup> ) (p=0.006); FCR: significant differences between the variables ( <sup>4</sup> ) and ( <sup>5</sup> ) (p=0.014) and between the variables ( <sup>6</sup> ) and ( <sup>7</sup> ) (p=0.006); ED and ECU: non-significant differences between gloved or ungloved blade cutting operations (p>0.05)				

According to paired t-test (and according to two sample independent t-test when the variables were not correlated), a significant difference was found in each muscle between tool off and tool on operations with the blade held off the material (p=0.000).

Comparing the %MVE values to each muscle and to each operation during gloved and ungloved blade cutting operations, the following conclusions were found (repeated-measures ANOVA with a Greenhouse-Geisser correction): (1) mean %MVE differed statistically significantly between the variables in FDS muscle:  $F(2.491; 94.657)=3.496$ ,  $p=0.025$ ; post hoc tests using the Bonferroni correction revealed a significant difference between %MVE values when using Type 1 and Type 2 gloves ( $p=0.006$ ); (2) mean %MVE differed statistically significantly between the variables in FCR muscle:  $F(2.716; 103.203)=4.803$ ,  $p=0.005$ ; post hoc tests using the Bonferroni correction revealed a significant difference between %MVE values when using Type 1 and Type 2 gloves ( $p=0.014$ ) and when using Type 3 and Type 4 gloves ( $p=0.006$ ); (3) no significant difference was found between the variables in ED muscle:  $F(2.311; 90.147)=1.156$ ,  $p=0.324$ ; (4) no significant difference was found between the variables in ECU muscle:  $F(2.654; 103.513)=2.462$ ,  $p=0.074$ .

Comparing the %MVE values to each muscle during gloved and ungloved blade cutting operations, a repeated-measures ANOVA with a Huynh-Feldt correction determined that mean %MVE differed statistically significantly between the muscles:  $F(2.499; 474.721)=153.202$ ,  $p=0.000$ . Post hoc tests using the Bonferroni correction revealed a significant difference between %MVE values when measured: FDS and all the other muscles; ECU and FCR ( $p=0.000$ ); ECU and ED ( $p=0.000$ ).

To analyze the coherence of results regarding normalization procedures, the measured EMG signals are also expressed in the different muscles as %RVE (mean, range) during tool operations (Table 6). The EMG signal was normalized to the sub-maximum contraction level in each muscle (RVE) according to the following equation:  $\%RVE = \frac{EMG_{RMS,\mu V}}{RVE_{RMS,\mu V}} \times 100$  (Table 6).



Table 6. Mean (range) of measured EMG signal (%RVE) in the different muscles, during operations with the sabre saw (n= 40 subjects).

	FDS %RVE Mean (range)	FCR %RVE Mean (range)	ED %RVE Mean (range)	ECU %RVE Mean (range)
Blade held off the material				
<sup>1</sup> Bare hand, tool off	29.9 (3.0-86.7)	24.1 (4.5-94.0)	8.9 (3.5-30.5)	112.2 (1.8-41.1)
<sup>2</sup> Bare hand, tool on	138.7 (26.0-384.4)	68.5 (19.1-203.4)	46.3 (12.2-146.6)	60.6 (13.9-219.3)
Blade cutting the material				
<sup>3</sup> Bare hand	184.9 (40.1-664.4)	93.4 (16.3-359.5)	60.5 (14.4-178.6)	93.9 (21.4-225.0)
<sup>4</sup> Type 1 glove	212.3 (36.7-578.4)	111.0 (21.2-416.7)	56.8 (16.2-160.6)	99.3 (23.2-207.5)
<sup>5</sup> Type 2 glove	179.3 (37.6-487.1)	98.1 (13.3-314.3)	56.5 (13.0-222.2)	93.4 (22.3-191.9)
<sup>6</sup> Type 3 glove	201.2 (32.5-689.2)	95.6 (13.3-269.0)	51.3 (3.9-185.0)	100.4 (23.2-257.0)
<sup>7</sup> Type 4 glove	205.0 (32.3-532.4)	108.6 (11.8-316.0)	55.6 (13.2-142.1)	87.6 (24.1-223.0)
Significant difference between the variables ( <sup>1</sup> ) and ( <sup>2</sup> ) in each muscle (p=0.000); FDS: significant differences between the variables ( <sup>4</sup> ) and ( <sup>5</sup> ) (p=0.006); FCR: significant differences between the variables ( <sup>3</sup> ) and ( <sup>4</sup> ) (p=0.003); ED and ECU: non-significant differences between blade cutting operations (p>0.05)				

The analysis of EMG data normalized to sub-maximum isometric muscular contraction revealed similar conclusions to EMG data normalized to maximum isometric muscular contraction, emphasizing the coherence of EMG data. According to paired t-test (and according to two sample independent t-test when the variables were not correlated), a significant difference was found in each muscle between tool off and tool on operations with the blade held off the material (p=0.000).

Comparing the %RVE values to each muscle and to each operation during gloved and ungloved blade cutting operations, the following conclusions were found (repeated-measures ANOVA with a Greenhouse-Geisser correction): (1) mean %RVE differed statistically significantly between the variables in FDS muscle:  $F(2.569; 97.633)=3.251$ ,  $p=0.031$ ; post hoc tests using the Bonferroni correction revealed a significant difference between %RVE values when using Type 1 and Type 2 gloves ( $p=0.003$ ); (2) mean %RVE differed statistically significantly between the variables in FCR muscle:  $F(2.560; 97.286)=4.122$ ,  $p=0.012$ ; post hoc tests using the Bonferroni correction revealed a significant difference between %RVE values with bare hand and Type 1 glove ( $p=0.025$ ); (3) no significant difference was found between the variables in ED muscle: ( $F(2.764; 107.814)=0.943$ ,  $p=0.417$ ); (4) no significant difference was found between the variables in ECU muscle: ( $F(2.522; 98.376)=2.039$ ,  $p=0.124$ ).

As referred to by Park (1993), the vibration applied to a muscle or its tendon elicits a tonic reflex contraction in that muscle or its antagonist, depending upon the experimental context; this tonic activity superimposed on ongoing voluntary contractions is partly responsible for an increase in force exertion, force variability, and tendon stress. To evaluate the %MVE increase due to muscles exposure to vibrations, the following values were compared to each operator and to each muscle: (1) %MVE with the blade held off the material and the tool off (isometric static load in the muscles, see figure 5(a)) and (2) %MVE with the blade held off the material and the tool on (isometric vibration load in the muscles, see figure 5(b)) (Table 7).

Table 7. The ratio and the difference between mean %MVE measured with the tool on (isometric vibration load) and with the tool off (isometric static load) to the different operators (n=40) and to the different muscles, with the blade held off the material

	FDS	FCR	ED	ECU
	Mean (range)	Mean (range)	Mean (range)	Mean (range)
%MVE <sub>tool on</sub> / %MVE <sub>tool off</sub>	5.2 (1.8-16.5)	3.5 (1.1-10.7)	6.1 (2.2-15.9)	6.8 (1.7-21.1)
%MVE <sub>tool on</sub> - %MVE <sub>tool off</sub>	22.3 (3.5-57.0)%	8.2 (1.5-19.0)%	13.9 (2.2-36.3)%	16.6 (2.9-48.7)%

#### 4. Discussion

The operators were instructed to perform the operations continuously, with a uniform forward speed and forward force applied in the saw blades, gripping the tools as lightly as possible. Individual cutting operations didn't introduce a significant variability in the total value of frequency-weighted RMS acceleration and in the value of EMG signal ( $\mu\text{V}$ ) for the four muscles. The CV of the ISO- weighted total value RMS acceleration measured in the handle of the tool, with the blade cutting the material (mean value of 2.9%) were not significantly different from the values with the blade held off the material (mean value of 2.4%); the CV of EMG signal ( $\mu\text{V}$ ) for the four muscles, with the blade cutting the material (mean value of 23.5%) were not significantly different from the values with the blade held off the materials with the tool on (mean value of 24.9%) (exception to blade cutting the material operations with bare hand).

Considering EMG values in the four muscles, during gloved and ungloved cutting operations, the following conclusions may be drawn: FDS was the muscle with the highest %MVE value in 25 subjects (mean value of 43%MVE, significant difference from all the other muscles,  $p < 0.05$ ), followed by ECU in 12 subjects (mean value of 34%MVE, significant difference from ED and FCR,  $p = 0.000$ ), ED (20%MVE) and FCR (17%MVE). Different authors concluded that, when performing static hand grip tests, the extensor muscles should be the target muscle group in that type of a biomechanical assessment (Larivière et al. 2004; Loscher and Gallasch, 1993; Hagg and Milerad, 1997). Cabeças and Milho (2011), performing dynamic tests with vibration tools (a multi-cutter and a rotary hammer) concluded that ECU should be selected as a target muscle for the biomechanical assessment of forearm fatigue during operations with the referred tools. In fact, ECU serves to stabilize the wrist in neutral position during tool use (De Serres and Milner, 1991). In this research FDS was the muscle with the highest %MVE value in 25 subjects and must be the target muscle, as well as ECU, in biomechanical assessment of forearm fatigue during operations with the sabre saw. The weight of the tool, the location of the mass center, the type of forces exerted to position and move the tool (torque/rotary or reciprocating tool) and the frequency vibration characteristics may be some of the factors that determine an increase in EMG signal in the vicinity of the FDS muscle.

Analyzing EMG values in the vicinity of FDS, FCR, ED and ECU muscles to the different operations, non-significant differences were found in %MVE values during gloved and ungloved operations (this conclusion is consistent regarding %MVE and %RVE values). However, the following observations can be referred to: (1) gloved operations increased %MVE and %RVE in FDS muscle respectively in 54% and in 56% of the operators (n=40); globally, a 10% increase was observed in %MVE values (8% increase in %RVE

values) in gloved operations relatively to ungloved operations ( $p > 0.05$ ); (2) gloved operations increased %MVE and %RVE in FCR muscle respectively in 50% and 42% of the operators; globally, a 10% increase was observed in %MVE values (11% increase in %RVE values) in gloved operations relatively to ungloved operations ( $p > 0.05$ ); (3) globally, a 11% decrease was found in %MVE in ED muscle during gloved operations relatively to bare hand operations (a 9% decrease in %RVE values); the use of anti-vibration gloves decreased %MVE and %RVE values in 25-28% of the operators; (4) globally, a 1% increase was observed in %MVE and %RVE values in ECU muscle in gloved operations relatively to ungloved operations ( $p > 0.05$ ).

Wimer et al. (2010) concluded that during maximum static gripping trials, the arm flexor and extensor muscle EMG activities were not significantly different among bare-hand and gloved-hand MVC trials. Larivière et al. (2010) during 5-s isometric grip contractions at 35% MVC with bare hand and different gloves stiffness concluded that subjects were required to produce greater muscular efforts when wearing gloves to achieve the same grip strengths that they delivered during bare-handed trials (16–21% increase in the %MVE, depending on the muscle).

In this research, the forearm efforts were sub-maximal and not constant among the different subjects and trials. An EMG signal increase (10% increase in %MVE) was observed in FDS and FCR muscles during gloved operations ( $p > 0.05$ ). The %MVE under vibration load (with the tool on however with the blade held off the material) was 1.1–21.1 times higher than that under the static load (with the tool off). A mean value of 5.4 was found to the different muscles. The difference in the %MVE was 1.5-57.0%MVE higher with vibration load. A mean value of 15.2%MVE was found to the different muscles. FDS and ECU were the muscles with the higher increase in %MVE due to vibration load.

These results are more severe than the results from Gurram et al. (1995): the electrical activity under dynamic loads was 1.5–6.0 times higher than that under the static loads and difference between the electrical activity under dynamic and static loads was 4-20%MVC. These findings are also higher than the findings from Radwin et al. (1987) who concluded that averaged EMG RMS increased 12% in the flexor muscle and 32% in the extensor muscle with vibration compared without vibration. Differences in the results may be due to different test conditions, particularly in the characteristics of the tools used.

## 5. Conclusion

Individual cutting operations in the simulated work task didn't introduce a significant variability in the total value of frequency-weighted RMS acceleration and in the value of EMG signal ( $\mu V$ ) for the four muscles.

Regarding FDS, FCR, ED and ECU muscles, no significant differences ( $p > 0.05$ ) were found in the measured EMG signals in the bare hand, or with the four types of gloves, during dynamic work with the tool. However FDS and FCR revealed a tendency toward an increase in the %MVE in gloved operations (10% increase in both muscles); ED revealed a tendency toward a decrease in gloved operations (11% decrease in %MVE); any trend was observed in the ECU muscle.

During gloved and ungloved cutting operations, FDS was the muscle with the highest mean %MVE value (43%MVE), followed by ECU (34%MVE), ED (20%MVE) and FCR

(17%MVE). FDS and ECU muscles must be selected in biomechanical assessment of forearm fatigue during similar operations with the sabre saw. Different authors concluded that, when performing static and dynamic hand grip efforts, the extensor muscles should be the target group in fatigue biomechanical assessment. The conclusion of this research emphasizes that FDS may be more relevant than ECU muscle, in terms of EMG signal intensity, depending on the static and dynamic characteristics of the tool and on the type of activity performed with the tool.

The %MVE in the four muscles under vibration load (with the tool on however with the blade held off the material) was 1.1–21.1 times higher (mean value of 5.4 times higher) than that under the static load (with the tool off). An increase in %MVE values between 1.5–57.0 %MVE (mean value of 15.2%MVE) was found in the four muscles due to the vibration load. FDS and ECU were the muscles with the higher increase in %MVE due to vibration load. The tonic vibration reflex caused an involuntary increase in contraction of the muscles exposed to vibration and tactility may also be affected by vibration exposure. A substantial increase in the EMG signal in the four muscles was observed due to the vibration load, and consequently a substantial risk increase may be expected to musculoskeletal disorders in the wrist and elbow of the operators.

### **Acknowledgments**

The New University of Lisbon (Universidade Nova de Lisboa) provided financial support for this study and the Mechanical Technology Laboratory, created the conditions to perform the tests with the sabre saw. The authors thank Cesnova (Faculdade de Ciências Sociais e Humanas from the New University of Lisbon) for their assistance in statistical analysis, as well as the volunteers who participated in the tests.

### **Bibliography**

- Adamo, D.E., Martin, B.J., Johnson, P.W., 2002. Vibration-induced muscle fatigue, a possible contribution to musculoskeletal injury. *Eur J Appl Physiol*, 88, 134-140.
- Armstrong, T.J., Marshall, M.M., Martin, B.J., Foulke, J.A., Grieshaber, D.C., Malone, G., 2002. Exposure to forceful exertions and vibration in a foundry. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 30(3), 163-179.
- Burden, A., 2010. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20, 1023–1035.
- Cabeças, J.M., Milho, R., 2011. The efforts in the forearm during the use of anti-vibration gloves in simulated work tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics* 41(3), 289–297.
- C.D.C. - Centers for Disease Control and Prevention. PowerTools Database: Reciprocating Saw. Available on <http://wwwn.cdc.gov/niosh-sound-vibration/> (April 4, 2012).
- Chang, C.H., Wang, M.J.J., Lin, S.C., 1999. Evaluating the Effects of Wearing Gloves and Wrist Support on Hand-Arm Response While Operating an In-Line Pneumatic Screwdriver. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 24(5), 473-481.

De Serres, S.J., Milner, T.E., 1991. Wrist muscle activation patterns and stiffness associated with stable and unstable mechanical loads. *Experimental Brain Research* 86, 451–458.

Delsys. Technical Note 101: EMG Sensor Placement. Available at <http://www.delsys.com/> (April 4, 2012).

Dong, R.G., Wu, J.Z., Welcome, D.E., 2005. Recent advances in biodynamics of human hand-arm system. *Ind Health*, 43(3), 449-71.

Eklund, G., Hagbarth, K.E., 1965. Motor effects of vibratory muscle stimuli in man. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 19, 619.

Farina, D., Fevotte, C., Doncarli, C., Merletti, R., 2004. Blind separation of linear instantaneous mixtures of nonstationary surface myoelectric signals. *IEEE Trans Biomed Eng.* 51, 1555–1567.

Greig, M., Wells, R., 2008. A systematic exploration of distal arm muscle activity and perceived exertion while applying external forces and moments. *Ergonomics*, 51, 1238-1257.

Gurram, R., Rakheja, S., Gouw, G.J., 1995. A study of hand grip pressure distribution and EMG of finger flexor muscles under dynamic loads. *Ergonomics*, 38(4), 684-699.

Hagg, G.M., Milerad, E., 1997. Forearm extensor and flexor muscle exertion during simulated gripping work - an electromyographic study. *Clinical Biomechanics* 12, 39–43.

Wells, R., Hunt, S., Hurley, K., Rosati, P., 2010. Laboratory assessment of the effect of heavy rubber glove thickness and sizing on effort, performance and comfort. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40, 386-391

Jones, L.A., Hunter, I.W., 1985. Effect of muscle tendon vibration on the perception of force. *Experimental Neurology*, 87(1), 35-45.

Kilner, J.M., Baker, S.N., Lemon, R.N., 2002. A novel algorithm to remove electrical cross-talk between surface EMG recordings and its application to the measurement of short-term synchronization in humans. *J Physiol.* 538, 919–930.

Kong, Y.-K. , Hallbeck, S.M., Jung, M.-C., 2010. Crosstalk effect on surface electromyogram of the forearm flexors during a static grip task. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20, 1223–1229.

Larivière, C., Plamondon, A., Lara, J., Tellier, C., Boutin, J., Dagenais, A., 2004. Biomechanical assessment of gloves. A study of the sensitivity and reliability of electromyographic parameters used to measure the activation and fatigue of different forearm muscles. *International Journal of Industrial Ergonomics* 34, 101-116.

Larivière, C., Tremblay, G., Nadeau, S., Harrabi, L., Dolez, P., Vu-Khanh, T., Lara, J.,

2010. Do mechanical tests of glove stiffness provide relevant information relative to their effects on the musculoskeletal system? A comparison with surface electromyography and psychophysical methods. *Applied Ergonomics* 41, 326-334.

Lebedev, M.A., Polyakov, A.V., 1992. Analysis of surface EMG of human soleus muscle subjected to vibration. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2(1), 26-35.

Loscher, W.N., Gallasch, E., 1993. Myo-electric signals from two extrinsic hand muscles and force tremor during isometric handgrip. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 67, 99–105.

Mathiassen, S.E., Winkel, J., Hägg, G.M., 1995. Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies – a review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, (5), 197–226.

Mischi, M., Cardinale, M., 2009. The Effects of a 28-Hz Vibration on Arm Muscle Activity during Isometric Exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 41(3), 645-653.

Mogk, J.P., Keir, P.J., 2003. Crosstalk in surface electromyography of the proximal forearm during gripping tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 13, 63–71.

Park, H.S., Martin, B.J., 1993. Contribution of the tonic vibration reflex to muscle stress and muscle fatigue. *Scand J Work Environ Health*, 19(1), 35-42.

Perotto, A., Delagi, E. F., Iazzetti, J., Morrison, D., 2005. *Anatomical Guide for the Electromyographer: The Limbs and Trunk*. Springfield, IL: Charles C Thomas Publisher Ltd. (Fourth Edition).

Radwin, R. G., Armstrong, T. J. and D. B. Chaffin, 1987. Power hand tool vibration effects on grip exertions, *Ergonomics*, 30(5), 833-855.

Westling, G., Johansson, R.S., 1984. Factors influencing the force control during precision grip. *Experimental Brain Research* 53, 277–284.

Wimer, B., Dong, R.B., Welcome, D.E., Warren, C., McDowell, T.W., 2009. Development of a new dynamometer for measuring grip strength applied on a cylindrical handle. *Medical Engineering & Physics* 31 (6), 695-704.

Wimer, B., McDowell, T.W., Xu, X.S., Welcome, D.E., Warren, C., Dong, R.G., 2010. Effects of gloves on the total grip strength applied to cylindrical handles. *International Journal of Industrial Ergonomics* 40 (5), 574-583.

Zipp, P., 1982. Recommendations for the standardization of lead positions in surface electromyography. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 50 (1), 41e54.

**Anexo II:** Artigo incluído no livro editado pela CRC Press (grupo Taylor & Francis) após o simpósio Internacional sobre Segurança e Higiene Ocupacionais - SHO 2013

---

## The wrist vibrations measured with anti-vibration gloves in a simulated work task

---

José Miquel Cabeças

*Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa, Caparica, Portugal*

Rui Messias

*Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa, Caparica, Portugal*

Bernardo Roque

*Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa, Caparica, Portugal*

Susana Batista

*Cesnova, Faculdade de Ciências Sociais e Humanas da Universidade Nova de Lisboa, Lisboa, Portugal*

**ABSTRACT:** The main objective of the research was to analyze the effectiveness of anti-vibration gloves in terms of the vibration level that reaches the wrist, during a simulated work task with a reciprocating saw. Operations were repeated with bare hand and with four different types of anti-vibration gloves. ISO 5349-1:2001 (r.m.s.) accelerations were measured with an accelerometer fixed in the wrist of the operators ( $n=40$ ) and fixed in the handle of the tool. The main finding of the research was that anti-vibration gloves did not attenuate the total value of frequency un-weighted r.m.s. vibration components (one third octave band), measured in the wrist of the operators, in the dominant range in the wrist  $\sim 31.5$ -200 Hz, neither in the whole one third octave band range. Also, non-significant differences in ISO-weighted total r.m.s values of  $a_{hv}$  measured in the wrist, were found between bare hand and gloved operations, during blade cutting operations.

## 1. INTRODUCTION

A reciprocating saw (sabre saw) is a type of saw in which the cutting action is achieved through a push and pulls reciprocating motion of the blade. Considering professional electrical sabre saw tools, typical working values vary between  $\sim 1,000$  to 1,300 watts,  $\sim 3.7$  to 4.2 kg, vibration total values ( $a_h$ , triax vector sum) determined according to EN 60745  $\sim 14.6$  to 50.3  $\text{m.s}^{-2}$  (mean value of 30.6  $\text{m.s}^{-2}$ ;  $n=23$  tools, right hand, according to C.D.C.).

### 1.1 *The transmissibility of vibrations from the handle of the tool to the arm of the operator*

Adewusi et al. (2011) considered that all of the re-ported data in their research showed rapid decrease in the vibration transmissibility of the hand–arm segments with increasing frequency and distance from the source of vibration. The vibration at frequencies below 100 Hz was transmitted to the forearm, and below 40 Hz was transmitted to the upper arm; vibration above 200 Hz was confined to the hand. Considering the bent-arm posture, an increase in the transmissibility (un-weighted acceleration values) was observed in the wrist to frequencies below  $\sim 60$ -70 Hz and a decrease in the transmissibility between  $\sim 60$ -70 Hz and  $\sim 200$  Hz. The vibration transmission to the finger-hand-arm system has been studied by different investigators (Dong et al. 2004). These studies found that vibration at frequencies below 40 Hz could be transmitted to the arms, shoulders and head, vibration at frequencies above 100 Hz are limited to the hand and less than 10%

of vibration at frequencies above 250 Hz may be transmitted to the wrist and beyond. A study developed by Xu et al. (2009), aimed to investigate the characteristics of the wrist and elbow vibrations transmitted from the handles of impact wrenches and their association with the ISO- weighted acceleration measured at the tools. The predominant components of the vibration measured at the wrist were between 20 and 200 Hz. To frequencies between ~10 Hz and ~40-50 Hz it was observed wrist transmissibility >1. The authors stated that vibration exposure duration can be detected accurately and reliably using the on-the-wrist method with its advantages of posing the least interference with working tasks and avoiding the dc-shift problem.

### 1.2 *The effect of anti-vibration gloves in the transmissibility of vibrations*

According to Rakheja et al. (2002), the vibration isolation performance of a glove may depend upon the nature of tool vibration (magnitude and frequency range), viscoelastic properties of the glove material, arm posture, and magnitudes of hand-grip and feed forces. However, the term glove isolation effectiveness is used to indicate the extent to which a glove attenuates the effective vibration on a handle. It depends on the spectrum of vibration on the handle, the transmissibility of the glove (expressed as a function of frequency) and the frequency weighting (Griffin 1998). It is clear that the vibration isolation effectiveness of the glove depends on not only the dynamic properties of a glove but also the biodynamic properties of the hand-arm system (Welcome et al. 2012). A study by Dong et al. (2005) reveals that there is a strong linear correlation between the isolation effectiveness of a typical anti-vibration glove and the biodynamic characteristics of the human hand-arm system in a broad frequency range (40–200 Hz).

Field measurements were carried out by Pinto et al. (2001) in different hand tools, during simulated work procedures in five samples of anti-vibration gloves. The authors concluded that laboratory tests on glove performance are valid only in work situations where the feed force and/or the shape of the spectrum is similar to that used in the laboratory tests. Griffin (1998) also stated that the test method ISO 10819:1996, cannot predict the vibration isolation performance of anti-vibration gloves when used with a specific tool, since the vibration spectra of various hand-held power tools differ considerably from those of the idealized M- and H-spectra. Welcome et al. (2012) also stated that the transmissibility measured with the standardized method may not represent the vibration isolation effectiveness of AV gloves used in some workplace environments, and laboratory-measured transmissibility should not be directly used to account for vibration reduction in risk assessments. Rakheja et al. (2002) concluded that both the grip and feed forces affect the frequency response characteristics of the gloves, specifically at frequencies above 250 Hz. However, the contributions due to variations in grip and feed forces may vanish when the frequency weighting (ISO-5349:1986) is applied.

Alternative methods to evaluate the vibration isolation effectiveness of anti-vibration gloves are reported in the literature. Rakheja et al. (2002), reports a methodology to estimate vibration isolation effectiveness of anti-vibration gloves. Griffin (1998) proposes that the glove isolation effectiveness may be calculated from the measured transmissibility of a glove, the vibration spectrum on the handle of a specific tool and the frequency weighting indicating the degree to which different frequencies of vibration cause injury. Hewitt (2010) implemented a triaxial investigation of the performance of a glove, by measuring the transmissibility of the glove in three axes, consecutively, using a shaker and an instrumented handle. Reynolds and Wolfe (2005) found that it is possible to replace the M and H spectra currently defined as inputs in ISO 10819 with a single F spectra. Welcome et al. (2012) proposed a revised version of the standard to improve the reliability of the anti-vibration (AV) glove test defined in the current standard.

In the present study, a reciprocating saw is operated in a simulated work task, with bare



hand and four different anti-vibration gloves. The main purpose of the study is to evaluate the effectiveness of anti-vibration gloves in the attenuation of total r.m.s. values of  $a_{hv}$  measured in the wrist of the operators.

## 2. MATERIALS AND METHODS

### 2.1 The equipment

The hand tools used in the research was a Bosch reciprocating saw GSA 1200 E professional sabre saw 220V, equipped with metal saw blade S1122BF (225 mm/ 9”), with a no-load stroke rate between 0 – 2,800 spm, 3.7 kg weight without cable, vibration total values (triax vector sum) determined according to EN 60745:  $a_h=19 \text{ m.s}^{-2}$ , uncertainty  $K=5.5 \text{ m.s}^{-2}$  (cutting wood values). The tool was operated at maximum rate during the operations (2,800 spm). The sabre saw performed transversal cuts at a 20 mm diameter Mild Steel Round Bars.

Four types of anti-vibration gloves (meets ISO 10819: 1996) were used by the subjects in the research: (a) Type 1 glove, molded Gfom padding on the palm, fingers and thumb, 100% grain cowhide leather, sewn with Kevlar; (b) Type 2 glove, air glove, utilizing patented air technology in the palm, fingers and thumb, driver style cuff; (c) Type 3 glove, with polymer in the palm, the back of the glove covered by a tough, micro-injected dorsal shell, a woven elastic cuff features a rugged; (d) Type 4 glove, neoprene/leather/elastic cuff, incorporates patented polymer, pigskin leather palm and fingers, closure with woven elastic cuff.

### 2.2 The subjects

Forty volunteer adult subjects participated in the study (Table 1). The maximum handgrip strength tests were performed with the participants seated, the forearm supported on a table with a 90° flexed el- bow, exerting a power grip in a Hand Dynamometer (Lafayette Hand Dynamometer, model 78010, Lafayette Instrument Company, USA).

Table 1. Mean (SD) and range of age, anthropometrics and muscular strength for the subjects (n=40).

Demographic data	Mean (SD)	Range
Male subjects (n)	40	-----
Age (years)	24.6 (2.5)	19-33
Height (cm)	176.5 (5.4)	160-186
Weight (kg)	73.0 (7.4)	58-88
Right Handgrip strength (kg)	41.7 (8.9)	21.3-66.7

### 2.3 The vibrations measurement

The vibration transmitted to the hand–arm system was measured using a triaxial accelerometer (Model 3023A2, 10mV/g, 4 grams, Dytran Instruments, Inc.) and the signal recorded with a VI-410 PRO vibration analyzer, real-time frequency analysis (Quest Technologies), which complies with the specifications of the standards ISO 8041:2005, ISO 5349-1,2:2001, ISO 2631-1,2:2003, ISO 10816 and IEC 61672-1. Two groups of measurements were performed with the vibration meter: (a) with the accelerometer attached to the tools according to recommendations of ISO 5349-2:2001 and (b) with the accelerometer attached to the wrist of the subject’s dominant arm by means of a special device fixed to the wrist. The device was attached to the operator’s wrist by means of a

Velcro strip. Special care was taken in the pressure exerted by the strip in the wrist of the operator. The strip was tight enough to avoid undesirable movements of the accelerometer, allowing however for free flow of blood and assuring subjects comfort. The acceleration frequency-weighted r.m.s. values of  $a_{hwx}$ ,  $a_{hwy}$ ,  $a_{hwz}$  and  $a_{hv}$  ( $m.s^{-2}$ ) were recorded in the vibration meter during operations time. The log rate time was set to 1 s in order to analyze the variability of the results. Full octave band (1/1) frequency vibration spectrum (non-weighted) was recorded. The vibrations were measured in the dominant arm of the operator, the one operating the trigger of the tools. During operations time, the progress of the acceleration frequency-weighted r.m.s. values of  $a_{hwx}$ ,  $a_{hwy}$  and  $a_{hwz}$  ( $m.s^{-2}$ ) were carefully observed in the vibration meter. Stable values of r.m.s. acceleration were observed in the end of each measurement time.

## 2.4 Statistical analysis

The research design included the same subjects operating with the reciprocating sabre saw in different conditions (bare hand and the four types of gloves). In order to compare the variability of  $a_{hv}$  measured in the handle of the hand tools or in the wrist of the operators, repeated measures ANOVA - which uses an F statistic to determine significance were conducted. In addition to the usual assumptions of these analysis (independence of observations and normality), repeated measures ANOVA implies sphericity. If this assumption was not met by Mauchly test, Greenhouse-Geisser (if epsilon  $<0.75$ ) or Huynh-Feldt ( $>0.75$ ) correction were considered to determine a more accurate p-value. Whenever significant differences were found, we used post-hoc comparisons using the Bonferri correction to compare different pairs of variables. When comparing globally handle and wrist measurements, two-sample independent t-test were conducted, since the subjects tested were not the same. All tests were conducted in SPSS – version 18.0 for Windows.

## 3. RESULTS

### 3.1 The variability of vibration total value of frequency-weighted r.m.s. acceleration

Forty operators performed operations with the sabre saw in simulated work tasks over a period of 20 s. The log rate time of the vibrations measurements was set to 1 s in order to analyze the variability of ISO- weighted total r.m.s.  $a_{hv}$  values ( $CV (\%) = SD/a_{hv} \times 100$ ) during the operations. The variability was measured in the handle of the tool and in the wrist of the operators (Table 2).

Table 2. The variability of ISO-weighted total r.m.s. acceleration values measured in the handle of the sabre saw (n=8 subjects) and in the wrist of the operators (n=32 subjects) during simulated operations (log rate time= 1 s; 20 readings per subject)

	Handle measurement CV (%) Mean (Range)	Wrist measurement CV (%) Mean (Range)
Blade held off the material		
Bare hand, tool on	2.4 (0.7-4.6)	9.3 (2.1-20.0)
Blade cutting the material		
Bare hand	5.2 (1.2-10.8)	9.9 (3.5-25.7)
Type 1 glove	2.4 (1.2-4.6)	8.2 (3.3-17.1)
Type 2 glove	2.5 (0.7-6.0)	7.8 (3.8-14.8)
Type 3 glove	1.9 (0.8-3.2)	7.6 (3.4-16.8)
Type 4 glove	2.2 (0.8-5.2)	8.5 (1.9-16.3)

A repeated measures ANOVA was conducted to test if the six variables had the same

mean. The test corrected with Greenhouse-Geisser delivered no significant difference between the six variables in the handle measurement ( $F(1.478; 10.348) = 4.123$ ,  $p=0.057$ ) and between the six variables in the wrist measurement ( $(F(3.208; 99.460) = 1.734$ ,  $p=0.161$ ). The CV of the ISO-weighted total value r.m.s. acceleration measured in the handle of the tool and in the wrist of the operators, with the blade cutting the material are not significantly different from the values with the blade held off the material, which means that individual cutting operations didn't introduce a significant variability in the total value of frequency-weighted r.m.s. acceleration. However, comparing globally the variability of  $a_{hv}$  measured in the handle of the hand tools ( $n=48$  readings) and in the wrist of the operators ( $n=192$  readings) according to two-sample independent t-test, the variability of accelerations measured in the wrist is higher than in the handle of the tool ( $t(145.686) = 14.102$ ,  $p=0.000$ ). The transmission of vibration from the handle of the tool to the wrist of the operator is affected by different variables as the grip and push forces and the biodynamic response in the hand-arm system (Dong et al. 2004, 2004a, 2005, 2005a, Hartung et al. 1993, Griffin 1998, Griffin 2011, Marcotte et al. 2005, Adewusi et al. 2011); most probably the variability increase of  $a_{hv}$  measurements in the wrist is a result of the variability in the different variables that affect the transmissibility to the wrist.

### 3.2 The vibration total value of frequency-weighted r.m.s. acceleration measured in the handle of the hand tool and in the wrist of the operators

Acceleration values  $a_{hv}$  were evaluated in the tool handle and in the wrist of the operators. Measures in the tool handle (Table 3) and in the wrist (Table 4) were taken with a log rate of 1 s, during operations time of 20 s. Mean and range values were calculated based on 20 readings per operation.

Table 3. The ISO-weighted total r.m.s. values of  $a_{hv}$  measured in the handle of the tools during simulated operations with the sabre saw ( $n=8$  subjects; 20 s operation time)

	Handle measurement $a_{hv}$ ( $m.s^{-2}$ ) Mean (Range)
Blade held off the material	
Bare hand, tool on	17.94 (16.00-20.90)
Blade cutting the material	
Bare hand	19.91 (16.80-26.20)
Type 1 glove	18.29 (15.60-20.80)
Type 2 glove	17.05 (15.20-19.10)
Type 3 glove	18.06 (15.20-20.60)
Type 4 glove	17.78 (15.40-20.90)

Table 4. The ISO-weighted total r.m.s. values of  $a_{hv}$  measured in the wrist of the operators

during simulated operations with the sabre saw (n=32 subjects; 20 s operation time)

Wrist measurements	
$a_{hv}$ (m.s <sup>-2</sup> )	
Mean (Range)	
Blade held off the material	
Bare hand, tool on	14.12 (7.71-23.00)
Blade cutting the material	
Bare hand	17.34 (6.94-33.10)
Type 1 glove	17.57 (7.05-29.00)
Type 2 glove	17.10 (6.19-27.00)
Type 3 glove	16.32 (8.69-25.70)
Type 4 glove	19.02 (7.12-31.70)

Comparing globally the ISO-weighted total r.m.s values of  $a_{hv}$  measured in the handle of tool (n=48 readings) and in the wrist of the operators (n=192 readings), according to two-sample independent t- test, the acceleration measured in the handle of the tool is ~7.5 % higher than in the wrist of the operator ( $t(145,686)= 14,102$ ,  $p=0.000$ ). To each operating conditions, according to two-sample independent t-test, non-significant differences ( $p>0.05$ ) were found between ISO-weighted total r.m.s values of  $a_{hv}$  in the handle of the tool and in the wrist of the operators (exception to the operating condition “bare hand, tool on” in which the accelerations measured in the handle of the tool was higher than in the wrist of the operator ( $t(31,745)= 4,138$ ,  $p=0.000$ )).

#### 4. DISCUSSION

The accelerations measured at the tool handle and at the wrist of the operators were not simultaneous. Hewitt (2010) considers important to measure the vibration simultaneously at the surface of the handle or surface imparting the vibration and between the hand and glove i.e. inside the glove, to assess the transmissibility of an anti-vibration glove. Regarding measurements in the hand-arm system, simultaneous measurements were applied in their research by Adewusi et al. (2011) and Xu et al. (2009). In this research, the CV of the ISO-weighted total value r.m.s. acceleration measured in the handle of the tool and in the wrist of the operators, with the blade cut- ting the material, were not significantly different from the values with the blade held off the material, which means that individual cutting operations didn't introduce a significant variability in the total value of frequency-weighted r.m.s. acceleration. The variability of ISO-weighted total r.m.s values of  $a_{hv}$  measured in the wrist of the operators was higher than in the handle of the tool ( $t(145.686)=14.102$ ,  $p=0.000$ ). The transmission of vibration from the handle of the tool to the wrist of the operator is affected by different variables as the grip and push forces and the biodynamic response in the hand-arm system (Dong et al. 2004, 2004a, 2005, 2005a, Hartung et al. 1993, Griffin 1998, Griffin 2011, Marcotte et al. 2005, Adewusi et al. 2011); most probably the variability increase of  $a_{hv}$  measurements in the wrist is a result of the variability in the different variables that affect the transmissibility to the wrist.

Comparing globally the ISO-weighted total r.m.s values of  $a_{hv}$ , measured in the handle of the tool (n=48 readings) and in the wrist of the operators (n=192 readings), the acceleration measured in the handle of the tool was ~7.5 % higher than in the wrist of the operator ( $p=0.001$ ). However, when comparing specific operating condition, non-significant differences were found between ISO- weighted total r.m.s  $a_{hv}$  values in the handle of the tool and in the wrist of the operators.

For the Sabre saw, and for the type of operation performed with the tool in this research, the

dominant vibration frequency was in the 250-315 Hz range and in the 40-50 Hz range (one third octave band). With bare hand, a substantial reduction in the vibration total value of frequency-un-weighted r.m.s. components (one third octave band) above 160-200 Hz was observed in the wrist measurements; a similar reduction was not observed in the peak acceleration values at 40-50 Hz measured in the handle of the tool and in the wrist. The rapid decrease in the vibration transmissibility of the hand–arm segments above 200 Hz may be related to the increasing distance from the source of vibration. As stated by different authors, the frequency attenuation in the wrist is particularly visible in the vibration components above 200 Hz (Adewusi et al. 2011, Xu et al. 2009, Dong et al. 2004).

Non-significant differences ( $p>0.05$ ) in ISO- weighted total r.m.s values of  $a_{hv}$  measured in the wrist, were found between bare hand and gloved operations, during blade cutting operations. Globally, ~50% of the operators, revealed gloved  $a_{hv}$  values in the wrist higher than bare hand  $a_{hv}$  values; only in 25% of the operators ( $n=32$ ) bare hand  $a_{hv}$  values were consistently higher than gloved values.

## 5. CONCLUSION

The anti-vibration gloves did not attenuate the total value of frequency un-weighted r.m.s. vibration components (one third octave band), measured in the wrist of the operators. The wrist measurements with bare hand and with anti-vibration gloves did not reveal significant differences in the vibration components in the dominant range in the wrist ~31.5-200 Hz, neither in the whole one third octave band range. Also, non-significant differences in ISO-weighted total r.m.s values of  $a_{hv}$  measured in the wrist, were found between bare hand and gloved operations, during blade cutting operations.

## 6. REFERENCES

Adewusi, S.A., Rakheja, S., Marcotte, P. & Boutin, J. 2011. Vibration transmissibility characteristics of the human hand–arm system under different postures, hand forces and excitation levels. *Journal of Sound and Vibration* 329:2953–2971.

C.D.C. - Centers for Disease Control and Prevention. *PowerTools Database: Reciprocating Saw*. Available at <http://wwwn.cdc.gov/niosh-sound-vibration/> (April 4, 2012).

Dong, R.G., Schopper, A.W., McDowell, T.W., Welcome, D.E., Wu, J.Z., Smutz, W.P., Warren, C. & Rakheja, S. 2004. Vibration energy absorption (VEA) in human fingers-hand-arm system. *Medical Engineering & Physics* 26:483–492.

Dong, R.G., McDowell, T.W., Welcome, D., Barkley, J., Warren, C. & Washington B. 2004a. Effects of Hand-Tool Coupling Conditions on the Isolation Effectiveness of Air Bladder Anti-Vibrations Gloves. *Low Frequency Noise, Vibration and Active Control* 23(4): 231-248.

Dong, R.G., Wu, J.Z. & Welcome, D.E. 2005. Recent advances in biodynamics of human hand-arm system. *Industrial Health* 43(3): 449-71.

Dong, R.G., McDowel, T.W., Welcome, D.E. & Smutz, W.P. 2005a. Correlations

between biodynamic characteristics of human-arm system and the isolation effectiveness of anti-vibration gloves. *International Journal of Industrial Ergonomics* 35: 205–216.

Griffin, M.J. 1998. Evaluating the effectiveness of gloves in reducing the hazards of hand-transmitted vibration. *Occupational and Environmental Medicine* 55: 340–348.

Hartung, E., Dupuis, H. & Scheffer, M. 1993. Effects of grip and push forces on the acute response of the hand-arm system under vibrating conditions. *Occupational and Environmental Health* 64(6): 463–467.

Hewitt, S. 2010. RR795-Triaxial measurements of the performance of anti-vibration gloves. *Health and Safety Executive (HSE)*.

Marcotte, P., Aldien, Y., Boileau, P. É., Rakheja, S. & Bou tin, J. 2005. Effect of handle size and hand–handle contact force on the biodynamic response of the hand–arm system under z<sub>h</sub>-axis vibration. *Journal of Sound and Vibration* 283 (3-5): 1071–1091.

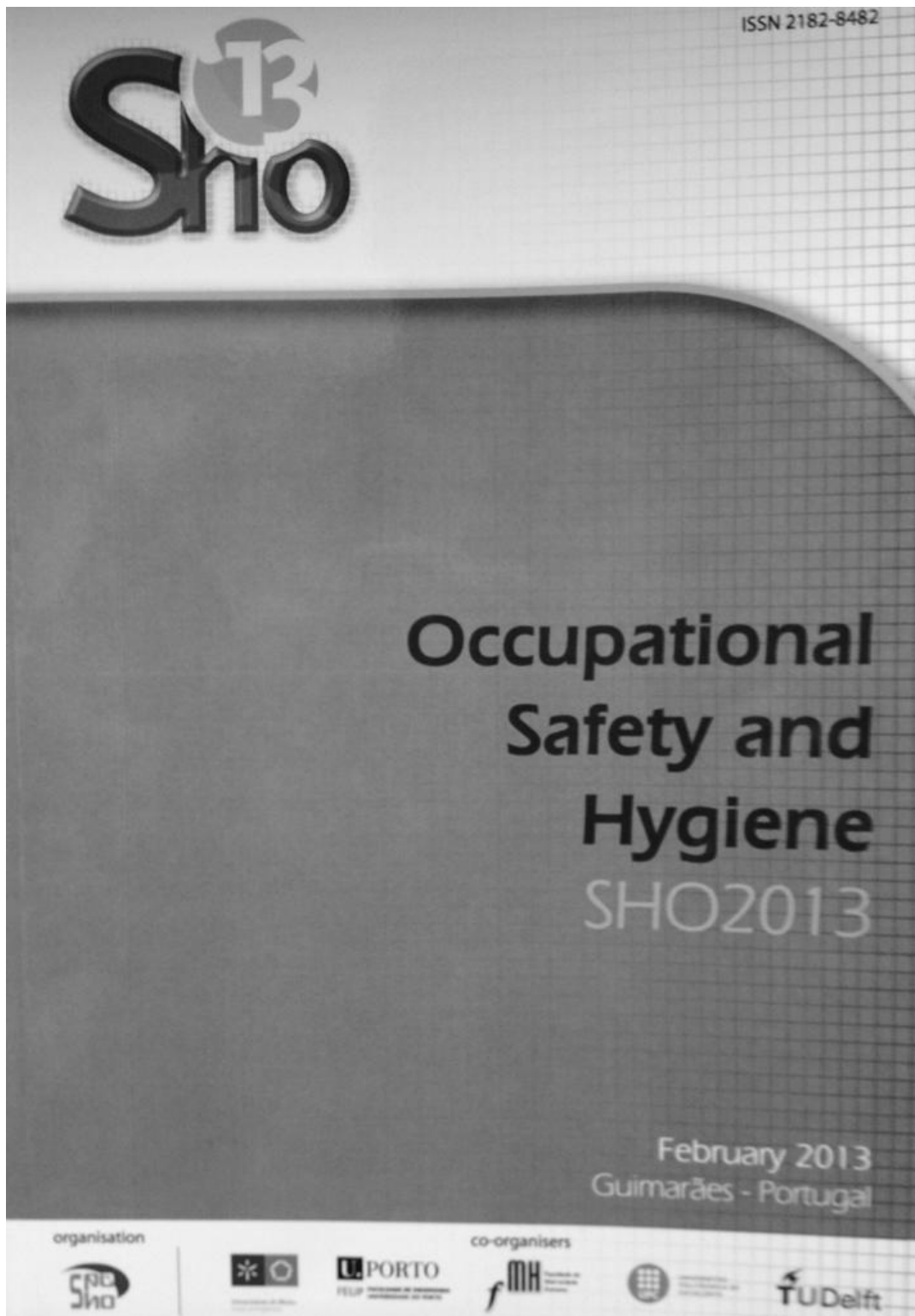
Pinto, I., Stacchini, N., Bovenzi, M., Paddan, G.S. & Griffin, M.J. 2001. Protection effectiveness of anti-vibration gloves: field evaluation and laboratory performance assessment, in: *9th International Conference on Hand-Arm Vibration, Nancy, France, 05 - 08 Jun 2001*.

Rakheja, S., Dong, R., Welcome, D. & Schopper, A.W. 2002. Estimation of tool-specific isolation performance of antivibration gloves. *International Journal of Industrial Ergonomics* 30: 71–87.

Reynolds, D.D. & Wolfe, E. 2005. Evaluation of Antivibration Glove Test Protocols Associated with the Revision of ISO 10819. *Industrial Health* 43: 556–565.

Welcome, D.E, Dong, R.G., Xu, X.S., Warren, C. & McDowell, T.W. 2012. An evaluation of the proposed revision of the anti-vibration glove test method defined in ISO 10819. *International Journal of Industrial Ergonomics* 42: 143–155.

**Anexo III:** Artigo incluído no livro *Proceedings from International Symposium on Occupational Safety and Hygiene SHO2013* (64-66). Guimarães: Portuguese Society of Occupational Safety and Hygiene (SPOSHO). (ISBN 978-972-99504-9-0)



---

## The wrist vibrations measured with anti-vibration gloves in a simulated work task

---

Jose Miquel Cabecas; Rui Messias; Bernardo Roque; Susana Batista  
Faculdade de Ciencias e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa, Portugal

### 1. INTRODUCTION

A reciprocating saw (sabre saw) is a type of saw in which the cutting action is achieved through a push and pulls reciprocating motion of the blade. Considering professional electrical sabre saw tools, typical working values vary between ~9 to 12 Amp, ~1,000 to 1,300 watts, ~3.7 to 4.2 kg, vibration total values ( $a_h$ , triax vector sum) determined according to EN 60745 ~14.6 to 50.3  $m/s^2$  (mean value of 30.6  $m/s^2$ ;  $n=23$  tools, right hand, according to C.D.C.). During the use of the saw, in addition to the vibration exposure, workers may experience high arm and shoulder muscle loading, as a consequence of the force exerted to control the position and the reciprocating motion of the tool and the increased muscles activity that results from the vibration in its tendon. The vibration measured in the handle of the tool and transmitted to the wrist of 40 subjects was evaluated in this research.

### 2. MATERIALS AND METHOD

The hand tools used in the research was a Bosch reciprocating saw GSA 1200 E professional sabre saw 220V, equipped with metal saw blade S1122BF (225 mm/ 9"), with a no-load stroke rate between 0 - 2,800 spm, 3.7 kg weight without cable, vibration total values (triax vector sum) determined according to EN 60745:  $a_h=19 m/s^2$ , uncertainty  $K=5.5 m/s^2$  (cutting wood values). The tool was operated at maximum rate during the operations (2,800 spm). The sabre saw performed transversal cuts at a 20 mm diameter Mild Steel Round Bars.

Four types of anti-vibration gloves (meets ISO 10819: 1996) were used by the subjects in the research: (a) Type 1 glove, molded Gfom padding on the palm, fingers and thumb, 100% grain cowhide leather, sewn with Kevlar; (b) Type 2 glove, anti-vibration Air Glove, full finger all leather style, utilizing patented air technology in the palm, fingers and thumb, driver style cuff; (c) Type 3 glove, with polymer in the palm, the palm and palm-side fingers made of abrasion resistant material, the backs of the fingers and thumb made of breathable stretch spandex, the back of the glove covered by a tough, micro-injected dorsal shell, a woven elastic cuff features a rugged; (d) Type 4 glove, neoprene/leather/elastic cuff, incorporates patented polymer, pigskin leather palm and fingers, neoprene knuckle pad, closure with woven elastic cuff.

Forty volunteer adult male subjects participated in the study with mean age (years) of 24.6 (SD= 2.5) and mean handgrip strength - right hand (kg) of 41.7 (SD=8.9).

The vibration transmitted to the hand-arm system was measured using a triaxial accelerometer (Model 3023A2, 10mV/g, 4 grams, Dytran Instruments, Inc.) and the signal recorded with a VI-410 PRO vibration analyzer, real-time frequency analysis (Quest Technologies), which complies with the specifications of the standards ISO 8041:2005, ISO 5349-1,2:2001, ISO 2631-1,2:2003, ISO 10816 and IEC 61672-1. Two groups of measurements were performed with the vibration meter: (a) with the accelerometer attached to the tools according to recommendations of ISO 5349-2:2001 and (b) with the



accelerometer attached to the wrist of the subject's dominant arm by means of a special device fixed to the wrist. The device was attached to the operator's wrist by means of a Velcro strip. Special care was taken in the pressure exerted by the strip in the wrist of the operator. The strip was tight enough to avoid undesirable movements of the accelerometer, allowing however for free flow of blood and assuring subjects comfort. The acceleration frequency-weighted r.m.s. values of  $a_{hwx}$ ,  $a_{hwy}$ ,  $a_{hwz}$  and  $a_{hv}$  ( $m.s^{-2}$ ) were recorded in the vibration meter during operations time. The log rate time was set to 1 s in order to analyze the variability of the results. Full octave band (1/1) frequency vibration spectrum (non-weighted) was recorded. The vibrations were measured in the dominant arm of the operator, the one operating the trigger of the tools. During operations time, the progress of the acceleration frequency-weighted r.m.s. values of  $a_{hwx}$ ,  $a_{hwy}$  and  $a_{hwz}$  ( $m.s^{-2}$ ) were carefully observed in the vibration meter. Stable values of r.m.s. acceleration were observed in the end of each measurement time.

The hand-tool operations were performed during simulated work tasks. The subjects were instructed to make a vertical cut with the sabre saw over a period of up to 20 seconds continuously, in a 20 mm diameter mild steel round bar, without removing the tool from the bar. The operations were repeated by each subject with bare hand, and with the four types of anti-vibration gloves. The operators were instructed to perform the operations continuously, with a uniform forward speed and forward force applied in the blade, without removing the tool from the material, with the hand operating at the elbow level, gripping the tools as lightly as possible. Prior to data collection, the subjects received training in handling the sabre saw.

Repeated measures ANOVA - which uses an F statistic to determine significance - were conducted. In addition to the usual assumptions of these analysis (independence of observations and normality), repeated measures ANOVA implies sphericity. If this assumption was not met by Mauchly test, Greenhouse-Geisser (if epsilon < 0.75) or Huynh-Feldt (> 0.75) correction were considered to determine a more accurate p-value. Whenever significant differences were found, we used post-hoc comparisons using the Bonferri correction to compare different pairs of variables.

When comparing globally handle and wrist measurements, two-sample independent t-test were conducted, since the subjects tested were not the same. All tests were conducted in SPSS - version 18.0 for Windows.

### 3. RESULTS AND DISCUSSION

The main finding of the research was that anti-vibration gloves did not attenuate the total value of frequency un-weighted r.m.s. vibration components (one third octave band), measured in the wrist of the operators. The wrist measurements with bare hand and with anti-vibration gloves didn't reveal significant differences in the vibration components in the dominant range in the wrist ~31.5-200 Hz, neither in the whole one third octave band ranges.

Also, non-significant differences in ISO-weighted total r.m.s values of  $a_{hv}$  measured in the wrist, were found between bare hand and gloved operations, during blade cutting operations. However with Type 4 glove a non-significant increase in vibration (~10%) was observed relatively to bare hand operations. Globally, ~50% of the operators revealed gloved  $a_{hv}$  values in the wrist higher than bare hand  $a_{hv}$  values; only in 25% of the operators (n=32) bare hand  $a_{hv}$  values were consistently higher than gloved values. These results show that anti-vibration gloves did not reduce the ISO-weighted total r.m.s. values of  $a_{hv}$  measured in the wrist of the operators during simulated operations with the sabre saw.

Comparing globally the ISO-weighted total r.m.s values of  $a_{hv}$  measured in the handle of tool (n=48 readings) and in the wrist of the operators (n=192 readings), according to two-sample independent t-test, the acceleration measured in the handle of the tool is ~7.5% higher than in the wrist of the operator ( $t(145,686)=14,102$ ,  $p=0.000$ ). To each operating conditions, according to two-sample independent t-test, non-significant differences ( $p>0.05$ ) were found between ISO-weighted total r.m.s values of  $a_{hv}$  in the handle of the tool and in the wrist of the operators.

Other conclusions that resulted from the current study were as follows: (a) The use of anti-vibration gloves may affect the ISO-weighted total r.m.s values of  $a_{hv}$  measured in the handle of the tool; the total value of frequency-weighted r.m.s. acceleration measured in handle of the tool is particularly sensitive to the use of anti-vibration gloves. It was found in 6 subjects (n=8) higher handle  $a_{hv}$  values in bare hand operations than in gloved hand operations (~3% increase); (b) with bare hand, a substantial reduction in the vibration total value of frequency un-weighted r.m.s. components above 160-200 Hz was observed in the wrist measurements.

#### 4. CONCLUSIONS

The anti-vibration gloves did not attenuate the total value of frequency un-weighted r.m.s. vibration components (one third octave band), measured in the wrist of the operators. The wrist measurements with bare hand and with anti-vibration gloves did not reveal significant differences in the vibration components in the dominant range in the wrist ~31.5-200 Hz, neither in the whole one third octave band range. Also, non-significant differences in ISO-weighted total r.m.s values of  $a_{hv}$  measured in the wrist, were found between bare hand and gloved operations, during blade cutting operations.

With bare hand, a substantial reduction in the vibration total value of frequency-unweighted r.m.s. components (one third octave band) above 160-200 Hz was observed in the wrist measurements; this finding is consistent with the statement of different authors (Adewusi et al., 2011; Xu et al., 2009; Dong et al., 2004).

Authors like Pinto et al. (2001) and Welcome et al. (2012) referred the transmissibility measured with standardized method, and the isolation effectiveness of AV gloves used in some workplace environments. This research emphasizes the need to complement the results from laboratory controlled methods and from standardized methods with the results from simulated or effective work tasks.

Adamo et al. (2002) studied the influence of vibration in the sustained grip exertion in the FDS muscle fatigue. Wrist vibrations increase the co-contraction of the forearm muscles involved in the wrist stabilization contributing to increased fatigue. More research is needed in order to analyze the potential of the wrist vibration measurement in the risk evaluation to forearm musculoskeletal disorders. The development of anti-vibration gloves with the capability to attenuate wrist vibrations could have a significant impact in the reduction of forearm muscle fatigue.

## 5. REFERENCES

- Adamo, D.E., Martin, B.J., Johnson, P.W. (2002). Vibration-induced muscle fatigue, a possible contribution to musculoskeletal injury. *Eur J Appl Physiol*, 88, 134-140.
- Adewusi, S.A., Rakheja, S., Marcotte, P., Boutin, 1. (2011). Vibration transmissibility characteristics of the human hand-arm system under different postures, hand forces and excitation levels. *Journal of Sound and Vibration*, 329, 2953-2971.
- C.D.C. - Centers for Disease Control and Prevention. PowerTools Database: Reciprocating Saw. Available at <http://wwwn.cdc.gov/niosh-sound-vibrationl> (April 4, 2012).
- Dong, R.G., Schopper, A.W., McDowell, T.W., Welcome, D.E., Wu, J.Z., Smutz, W.P., Warren, c., Rakheja, s. (2004). Vibration energy absorption (YEA) in human fingers-hand-arm system. *Medical Engineering & Physics* 26, 483-492.
- Pinto, I., Stacchini, N., Bovenzi, M., Paddan, G.S. and Griffin, M.J. (2001). Protection effectiveness of anti-vibration gloves: field evaluation and laboratory performance assessment, in: 9th International Conference on Hand-Arm Vibration, Nancy, France, 05 - 08 Jun 2001.
- Welcome, D.E, Dong, R.G., Xu, X.S., Warren, C., McDowell, T.W. (2012). All evaluation of the proposed revision of the anti-vibration glove test method defined in ISO 10819. *International Journal of Industrial Ergonomics* 42,143-155.
- Xu, X.S., Welcome, D.E., McDowell, T.W., Warren, C., Dong, R.G. (2009). An investigation on characteristics of the vibration transmitted to wrist and elbow in the operation of impact wrenches. *International Journal of Industrial Ergonomics* 39, 174-184.



**Anexo IV:** Formulário de caracterização do operador / Meio envolvente

**Os esforços no antebraço durante a utilização de luvas anti-vibratórias**

Dados Técnicos		
Ficheiro Quest: _____	Ficheiro Maestro: _____	Local: _____
Data (dia/mês/ano) ____/____/2011	Hora do registo (hh:mm) ____:____	
Temperatura (°C): ____	Humidade relativa(%): ____	Técnico: _____

Dados Pessoais do Operador	
Nome: _____	
Data de Nascimento (dia/mês/ano): ____/____/19____	Género: M <input type="checkbox"/> F <input type="checkbox"/>
Mão dominante: ESQ <input type="checkbox"/> DTA <input type="checkbox"/> Ambas <input type="checkbox"/>	
Altura (cm): _____	Peso (Kg): _____
Telemóvel: _____	Email: _____
<b>Actividades nos últimos 5 anos:</b>	
• Actividade: _____ Duração: _____ anos	
• Actividade: _____ Duração: _____ anos	
• Actividade: _____ Duração: _____ anos	
• Actividade: _____ Duração: _____ anos	
• Actividade: _____ Duração: _____ anos	
Alguma vez trabalhou com ferramentas vibratórias de construção? Sim <input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/>	
Se respondeu <u>sim</u> : Durante quanto tempo? _____ meses _____ horas/dia	

Historial Clínico
Sofreu alguma lesão no braço dominante? Sim <input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/>
Se respondeu <b>sim</b> : Em que ano? _____ Qual foi a lesão? _____
Desde Janeiro de 2009 foi a alguma consulta médica devido a problemas músculo-esqueléticos, neurológicos ou vasculares? Sim <input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/>
Se respondeu <b>sim</b> : Que problemas eram e que regiões eram afectadas? _____